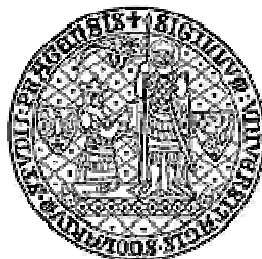


UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



**ANALÝZA VZTAHU STAVU
CHODIDEL A NADVÁHY NÁVŠTĚVNÍKŮ EXPA
PRAŽSKÉHO MEZINÁRODNÍHO MARATONU 2006
POMOCÍ ZAŘÍZENÍ FOOTSCAN SYSTEM**

Diplomová práce

Vedoucí práce:

PhDr. Eva Tlapáková, CSc.

Vypracoval:

Jakub Prchal

Abstrakt

Název: ANALÝZA VZTAHU STAVU CHODIDEL A NADVÁHY
NÁVŠTĚVNÍKŮ EXPA PRAŽSKÉHO MEZINÁRODNÍHO
MARATONU 2006 POMOCÍ ZAŘÍZENÍ FOOTSCAN SYSTEM

Název v angličtině: ANALYSIS OF RELATIONSHIP BETWEEN FEET
CONDITION AND OVERWEIGHT BY FOOTSCAN
SYSTEM DURING PIM 2006

Cíle práce: Cílem této studie je udělat sondu do populace návštěvníků Pražského mezinárodního maratonu 2006 (dále jen PIM) pořádaného firmou adidas, který se konal od 8. do 13.5.2006 v Praze na Václavském náměstí. Hlavními cíli je zjistit vztah mezi nadváhou a stavem klenby nožní a samozřejmě procentuální zastoupení jednotlivých vad a dysfunkcí chodidla. Dílčími cíli je pomocí statistiky dokázat závislost mezi měřenými hodnotami BMI, bioimpedance a vztahu těchto hodnot k četnosti sportování tázaných. Na základě získaných a na místě vyhodnocených dat byl zákazníkovi doporučen odpovídající model obuvi s několika alternativami a jako feedback obdržel přehledný výstup provedených měření. Zkoumaná skupina lidí (160 jedinců) nebyla reprezentativním vzorkem populace, a tudíž výsledky této práce nemohou být jednoduše zobecnitelné.

Metoda: Bylo použito měřicí zařízení Footscan, sloužícího k detekci kontaktních tlaků a reakčních sil pod zatíženou plochou chodidla během chůze či přeběhu přes měřicí aparát. Jednalo se tedy o dynamickou formu měření obou nohou probandů. Pomocné měření bylo realizováno pomocí bioimpedanční váhy Tanita. K získání osobních dat za účelem anamnézy a bližšího profilu jednotlivých probandů, byl u takového počtu tázaných použit k tomu vytvořený dotazník.

Výsledky: Prezентují vztah mezi stavem klenby nožní a nadváhou.

Klíčová slova: Footscan, klenba nožní, nadváha, bioimpedance, BMI.

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil pouze uvedenou literaturu.

Jakub Prchal

Svolení:

Tímto svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.
Prosím, aby byla vedena evidence vypůjčovatelů, kteří budou pramen literatury řádně citovat.

Jméno:	Datum vypůjčení:	Poznámka:

Poděkování:

Tímto bych rád poděkoval PhDr. Evě Tlapákové, CSc. za odborné vedení diplomové práce a podnětné diskuse. Dále firmě adidas, jež je mým zaměstnavatelem, za ochotu umožnit mi provést měření tak velkého vzorku populace na jejich zařízení Footscan na akci tak velkého rozsahu a důležitosti jako je Pražský mezinárodní maraton, toto díky patří zejména Davidu Horákovi a Jaroslavu Buriánkovi. V neposlední řadě také všem ochotným a zvědavým lidem, kteří se tohoto měření nezištně zúčastnili.

Obsah

1) Úvod	8
2) Teoretická východiska	9
2.1) Funkční anatomie nohy	9
2.1.1) Klouby nohy	9
2.1.2) Svaly nohy	14
2.1.3) Klenba nožní	17
2.1.3.1) Podélná klenba	19
2.1.3.2) Příčná klenba	22
2.1.4) Klenba nožní při lokomoci	23
2.1.5) Adaptace nohy na povrch	28
2.2) Vady a disfunkce nohou	28
2.2.1) Plochá noha	28
2.2.1.1) Vrozená plochá noha	30
2.2.1.2) Získaná plochá noha	30
2.2.1.3) Podélně plochá noha	32
2.2.1.4) Příčně plochá noha	35
2.2.2) Vysoká klenba, lukovitá noha	36
2.2.3) Pupinace, vybočené chodidlo	37
2.2.4) Pronace, vbočené chodidlo	38
2.2.5) Onemocnění doprovázející plochou nohu	38
2.2.5.1) Hallux valgus	38
2.2.5.2) Kladívkovité prsty a deformovaný palec	39
2.3) Noha při lokomoci	40
2.3.1) Krokový cyklus	41
2.3.2) Zatížení nohy při lokomoci	43
2.3.2.1) Region paty	43
2.3.2.2) Region střední části nohy	43
2.3.2.3) Region přední části nohy	44
2.4) Charakteristika obuvi	47
2.4.1) Základní požadavky na zdravotně nezávadnou obuv	47
2.4.2) Sedm zásad pro výběr správné obuvi	54
2.4.3) Charakteristika produktové řady obuvi adidas	55
2.4.3.1) Cushion – měkčená tréninková obuv	56

2.4.3.2)	Control – obuv s podporou pronačného nášlapu	58
2.4.3.3)	Competition – závodní výkonnostní obuv	62
2.4.3.4)	Trail – běžecká obuv do terénu	63
2.5)	Nadváha a obezita	64
2.5.1)	BMI – Body Mass Index	65
2.5.2)	Procento tělesného tuku (bioimpedance)	67
3)	Cíle a hypotézy	70
4)	Metodologie výzkumu	71
4.1)	Charakteristika diplomové práce	71
4.2)	Charakteristika testovaného souboru	71
4.3)	Popis průběhu měření	73
4.4)	Měřicí zařízení	76
4.4.1)	Charakteristika měřicího zařízení	76
4.4.2)	Nastavení měřicího zařízení	77
4.4.3)	Technická data měřicího zařízení	78
4.5)	Metodika získávání dat	78
5)	Výsledky	82
5.1)	Výsledky měření BMI a procent tuku dle bioimpedance (BIM)	83
5.2)	Výsledky vztahující se ke stavu chodidla vůči nadváze	87
5.3)	Výsledky vztahující se k anamnéze dle dotazníku	90
5.4)	Výsledky analýzy pomocí Footscan systém	95
5.5)	Výsledky nejčastěji doporučované obuvi	100
6)	Diskuse	101
6.1)	Vztah mezi indexem BMI a měřením BIM	101
6.2)	Vztah mezi stavem chodidla a nadváhou	101
6.3)	Vztah mezi četností sportovní aktivity a indexy BMI a BIM	102
6.4)	Diskuse nad měřením pomocí Footscan system	102
7)	Závěr	103
8)	Použitá literatura	104
9.1)	Příloha 1 – Dotazník k analýze pomocí Footscan system	108
9.2)	Příloha 2 – Výsledky analýzy pomocí Footscan system	109

1) Úvod

"Noha je umělecký výtvar složený ze 26 kostí, 107 vazů a 19 svalů" - napsal kdysi Leonardo da Vinci. Nožní klenba se vyvinula postupem vývoje přechodem člověka na chůzi "po zadních" pro odpružení celého těla proti otřesům, kterým by jinak byly při každém kroku vystaveny vnitřní orgány i hlava a hlavně mozek. Nožní klenbu rozlišujeme podélnou a příčnou. U dítěte se vyvíjí postupně a vytvořená je až kolem třetího roku věku. V batolecím věku je noha normálně vbočená a klenba je vyplněna tukovým polštářem, proto otisk nohy u malých dětí nemá vytvořenou klenbu, která se formuje až v pozdějším věku. Nedokonalou péčí o nohy v době růstu a špatnou péčí o správné obouvání se mohou malé odchylky od správného postavení nohy zafixovat, vazy a svaly nohy jsou přetěžovány vadným postavením, ale i rychlým růstem či závodním sportem. V dospělém věku má vliv na vznik ploché nohy přetěžování v zaměstnání či sportem. Největším nepřítelem našich nohou hlavně v pozdějším věku je jejich neúměrné přetěžování – nadváha. Významný je i vliv nezdravé módní obuvi, zvláštní skupinou jsou poukazové stavy hlavně po různých zlomeninách.

O tento "umělecký výtvar" je ale třeba také správně pečovat, aby dobře plnil svoji funkci. Tato práce se zabývá nejčastějšími vadami a dysfunkcemi chodidla, a to prvořadě ve vztahu k nadváze. Jelikož byla práce vytvořena na zařízení firmy adidas, která tento footscan používá jako mocný nástroj pro výběr správné obuvi, je zde obsažena i pasáž věnující se základním typům obuvi s korekční funkcí korespondujících s jednotlivými vadami nohou. Také data, která byla výzkumem shromážděna byla poskytnuta firmě adidas pro interní potřeby jako poděkování za možnost využití jejich tenzometrické desky Footscan.

2) Teoretická východiska

2.1) Funkční anatomie nohy

Noha jako anatomický termín označuje část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Pro zcela specifickou lokomoční funkci dolní končetiny člověka je nezbytné, aby noha, která je jejím terminálním článkem, plnila jak statické (nosné), tak dynamické (lokomoční) funkce. K tomu musí být dostatečně flexibilní, ale zároveň i dostatečně rigidní. Pružnost nohy zajišťuje již tvar jednotlivých kostí, jejich vzájemná vazba ligamentózními strukturami a fixace nožních kleneb svalovým aparátem bérce a nohy (Dylevský, 2000).

Noha také tvoří pevný, ale variabilní kontakt s terénem, po kterém se pohybujeme. Má velkou schopnost adaptace na nerovnosti terénu. Kromě opory pro stoj a chůzi tlumí i mechanické rázy, které při chůzi vznikají a přenášejí se kloubním řetězcem dolní končetiny na vyšší segmenty, kde jsou dále tlumeny pružnou páteří (Véle, 1997).

Noha se skládá celkem z dvaceti šesti kostí, z toho sedmi kostí zánártních (talus, calcaneus, os naviculare, os cuboideum a tři ossa cuneiformia), pěti metatarzů a čtrnácti falang. Sedm zánártních kostí skládá úsek nohy zvaný tarsus.

Liniemi Chopartova a Lisfrankova kloubu je noha rozdělena na tři funkční oddíly. Zánoží tvoří dvě velké tarzální kosti (talus a calcaneus), středonoží se skládá z pěti malých tarzálních kostí (os naviculare, os cuboideum a tři ossa cuneiformia) a přednoží zahrnuje metatarzy a články prstů (Vařeka 2003).

2.1.1) Klouby nohy

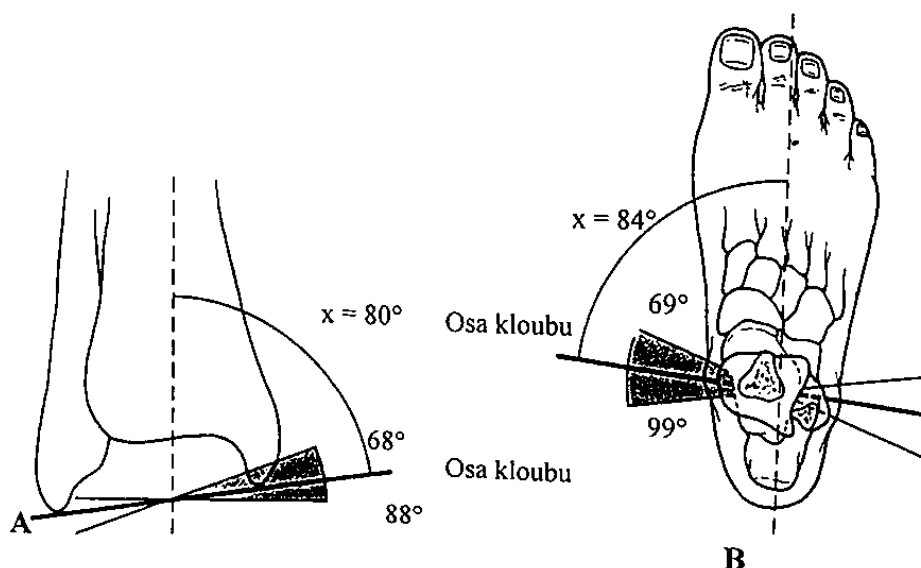
Mezi kostmi nohy je vytvořeno několik desítek kloubních spojů, a také anatomická nomenklatura definuje více než desítku artikulací. Z funkčního hlediska je sice pohyb v mnoha spojih značně omezen, ale určitý pružící

efekt spojený s drobnými posuny musí být pro správnou funkci nohy zachován.

V následujícím textu budou uvedeny kloubní spoje nohy:

Articulatio talocruralis- horní zánártní (hlezenní) kloub

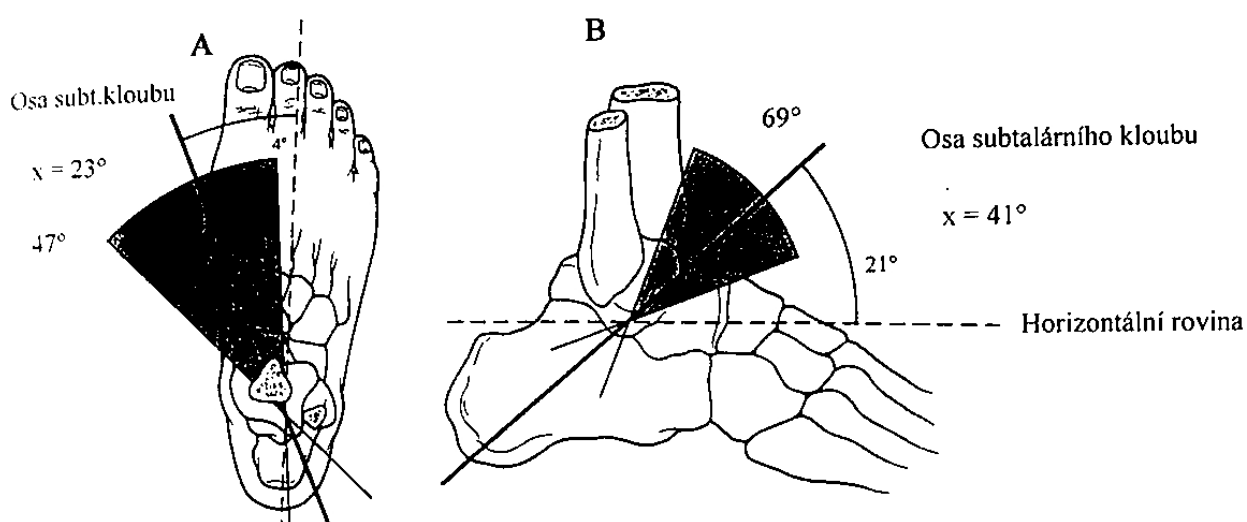
Tento složený kloub je spojením obou bérceových kostí (femuru a tibie) s talem. Jamku kloubní tvoří tibie a fibula, hlavice leží na trochlea tali. Svým tvarem je tento kloub kladkový a jeho osa pohybu probíhá vnitřním a zevním kotníkem. Kloubní pouzdro je vpředu i vzadu velmi volné a zesilují ho systémy postranních vazů. Na vnitřní straně kloub zpevňuje ligamentum mediale. Na zevní straně kloubu se nachází ligamentum talofibulare anterius a posterius a ligamentum calcaneofibulare. V kloubu je možno provést plantární flexi v rozsahu 30° až 40° a dorsální flexi 20° až 30° . Rozsah pohybu je zvětšen o pohyby dalších kloubů v zánárti. Vzhledem k tomu, že osa pohybu probíhá šikmo, není pohyb prováděn čistě v jedné rovině. Při plantární flexi dochází zároveň k inverzi nohy, při dorsální flexi k everzi.



Obr.č.1: Možnosti pohybu v talocrurálním kloubu ve frontální (A) a horizontální (B) rovině (Richrdson, Iglarsh 1994)

Articulatio subtalaris- dolní zánártní (hlezenní) kloub

Dolní kloub zánártní je označení pro kloubní spojení mezi talem a dalšími kostmi umožňující šikmé naklání skeletu nohy vůči talu vsazenému do vidlice talokrurálního kloubu. Tento kloub je funkční jednotkou složenou anatomicky ze dvou částí: articulatio subtalaris a articulatio talocalcaneonavicularis. Articulatio subtalaris, zadní oddíl dolního hlezenního kloubu, je tvořen spojením kloubní hlavice na kalkaneu a jamky na talu. V předním oddílu dolního zánártního kloubu, articulatio talocalcaneonavicularis, artikuluje talus s os naviculare a kalkaneem.



Obr.č.2: Možnosti pohybu v subtalárním kloubu v horizontální (A) a sagitální (B) rovině (Richardson, Iglarsh 1994)

Pohyby v subtalárním kloubu se dějí kolem šikmé osy, která probíhá od laterální strany zadního okraje patní kosti k vnitřnímu okraji os naviculare. Pohyby jsou kombinované, sdružuje se plantární flexe s addukcí a inverzí a dorsální flexe s abdukací a everzí.

Articulatio calcaneocuboidea

Calcaneocuboidní kloub je spojení vlnovitě prohnutých ploch distálního konce calcaneu s os cuboideum. Pohyblivost v tomto kloubu je minimální.

Articulatio tarsi transversa- Chopartův kloub

Chopartův kloub je vlastně jednotkou funkční. Anatomicky se skládá ze dvou kloubů, a to kloubu talonavikulárního v tibiální části a kloubu calcaneocuboidního ve fibulární části. V Chopartově kloubu jsou možné pohyby ve smyslu abdukce, addukce, flexe, extenze a inverze a everze. V běžných situacích není pohyb v kloubu příliš velký, ale může se kompenzačně zvětšit při omezení pohybů v horním a dolním zánártním kloubu.

Articulatio cuneonavicularis

Tento kloub spojuje os naviculare a tři ossa cuneiformia. Kloubní plochy jsou tvořeny třemi facetami na os naviculare a jimi odpovídajícími proximálními ploškami klínových kostí. Pohyby v tomto skloubení jsou malé a účastní se pérovacích pohybů v tarzu. Nepatrnými posuny v tomto skloubení je doprovázena inverze a everze nohy.

Articulationes tarsometatarsales- Lisfrankův kloub

Lisfrankův kloub je soubor kloubů, ve kterém artikulují baze metatarzů na jedné straně a ossa cuneiformia a os cuboideum na straně druhé. Kloubní štěrbina se skládá ze tří nekomunikujících oddílů. První kloub tvoří os cuneiforme mediale a baze prvního metatarzu, druhý os cuneiforme intermedium a laterale s bazemi druhého a třetího metatarzu. Třetí kloub se nachází mezi os cuboideum a bází čtvrtého a pátého metatarzu. Pouzdra kloubů jsou krátká, tuhá a zesílená dorsálními a plantárními vazy. Pohyblivost v tomto kloubu je omezená, ve většině spojů jde pouze o drobné vzájemné posuny artikulujících kostí. Čtvrtý a pátý metatarz bývá

pohyblivější než ostatní, proto se zevní okraj nohy lépe přizpůsobuje podložce.

Articulationes intermetatarsales

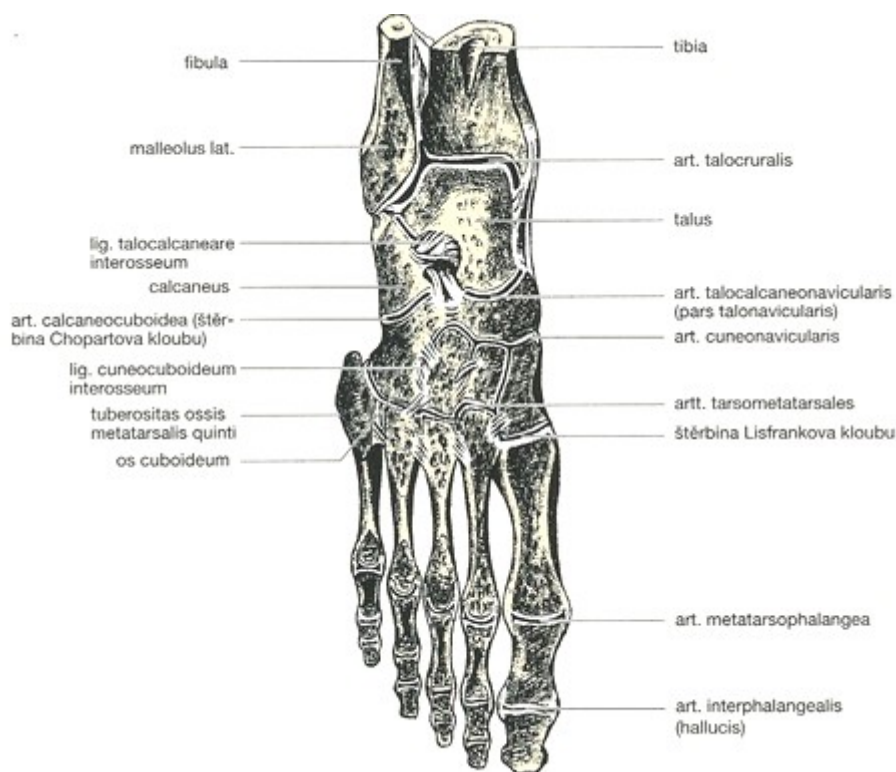
Tyto drobné klouby leží mezi přivrácenými plochami bazí metatarzů. Pohyb v těchto kloubech je minimální, ale pružnost tohoto skloubení je pro normální funkci nohy důležitá.

Articulationes metatarsophalangeales

Kloubní plochy tvoří hlavice metatarzů, jamky se nacházejí na proximálních článcích prstů. Kloubní pouzdra jsou krátká a tuhá. Pohyblivost v tomto kloubu je možná ve smyslu flexe, extenze a v malém rozsahu i abdukce a addukce prstů.

Articulationes interphalangeales

Tyto klouby se nacházejí mezi články prstů a jsou svým tvarem kladkové. Po stranách kloubní pouzdra zesilují kolaterální vazy. Pohyby jsou možné ve smyslu flexe a extenze. (Čihák, 2001, Dylevský, 2000)



Obr.č.3: Klouby nohy - horizontální řez (převzato z Dylevský, 2000)

2.1.2 Svaly nohy

Svaly nohy se dají rozdělit do dvou zcela odlišných skupin, na dlouhé zevní svaly (extrinsic muscles) a krátké vnitřní svaly (intrinsic muscles). Dlouhé svaly jsou v oblasti lýtky a bérce a slouží k udržování stabilní polohy ve vzpřímeném stoji a odvíjení chodidla při chůzi. Mají vliv i na udržení nožní klenby. Krátké svaly se nacházejí v oblasti vlastní nohy. Aktivují se při adaptaci na terén, který mají proprioceptivně vnímat a také se podílí na udržení vzpřímeného stoje (Véle, 1997).

Dlouhé zevní svaly nohy

Přední skupina svalů: svaly bérce

- M. tibialis anterior spojuje tibii a spodní plochu os cuneiforme mediale a první metatarz. Provádí dorzální flexi a inverzi nohy.

- M. extensor digitorum longus odstupuje od přední plochy tibie a fibuly a upíná se na 2. až 5. prstu. Zajišťuje extenzi prstů a dorsální flexi a everzi nohy.
- M. extensor hallucis longus spojuje přední plochu fibuly a distální článek palce. Kromě extenze palce napomáhá dorsální flexi a inverzi nohy.
- M. peroneus longus začíná od hlavičky a těla fibuly, probíhá za zevním kotníkem přes spodní plochu os cuboideum ke svému úponu na bazi prvního metatarzu a os cuneiforme mediale. Provádí plantární flexi a everzi.
- M. peroneus brevis začíná od laterální plochy fibuly a upíná se na bazi 5. metatarzu. Jeho funkce je stejná jako u předchozího svalu.

Zadní skupina svalů: svaly lýtkové

- M. triceps surae je tvořen dvěma povrchovými hlavami, které patří m. gastrocnemius a jednou hlubokou hlavou m. soleus. M. gastrocnemius začíná na mediálním a laterálním epikondylu femuru, m. soleus od zadní plochy bérce kostí. Obě části pak společně vyváří Achillovu šlachu a upínají se na tuber calcanei. Jejich společnou funkcí je plantární flexe.
- M. tibialis posterior spojuje obě kosti bérce s tuberositas ossis navicularis a ossa cuneiformia. Provádí plantární flexi s inverzí.
- M. flexor digitorum longus začíná na zadní straně tibie, odkud probíhá na baze distálních článků 2. až 5. prstu. Sval zajišťuje flexi prstů a plantární flexi a inverzi nohy.
- M. flexor hallucis longus odstupuje od zadní plochy fibuly, probíhá za vnitřním kotníkem a upíná se na bazi distálního článku palce. Provádí flexi palce a plantární flexi a inverzi nohy.

K této skupině patří i m. plantaris, štíhlý rudimentární sval, který funkčně podporuje m. gastrocnemius. (Dylevský 2000, Véle, 1997)

Vnitřní svaly nohy

Svaly palce

K této skupině svalů patří m. extensor hallucis brevis, m. flexor hallucis brevis, m. abductor hallucis a m. adductor hallucis. Tyto svaly mají zásadní význam pro stabilizaci vnitřního paprsku nohy při stoji a jsou

významně aktivovány při adaptaci nohy na terén. Zabezpečují také odvinutí paty během koncové fáze kroku. Přesná funkce jednotlivých svalů je dána jejich názvem.

Svaly malíku

Mezi svaly malíku patří m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis a m. opponens digiti minimi. Tyto svaly jsou lokalizovány podél zevního okraje nohy.

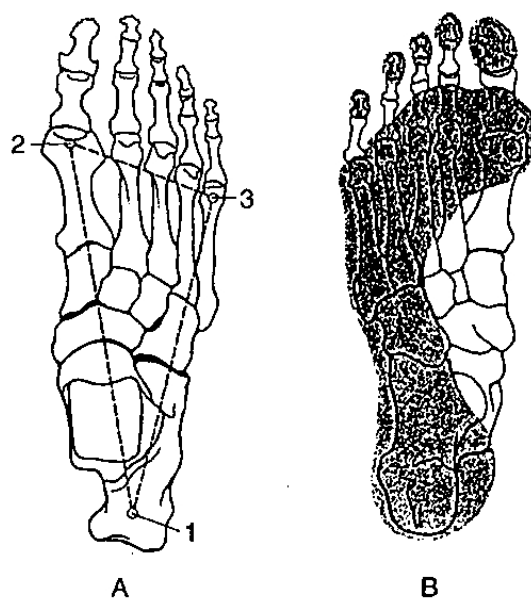
Krátké svaly prstů

Ke krátkým svalům prstů se řadí m. extensor digitorum brevis, m. flexor digitorum brevis, mm. interossei palmares a dorsales a mm. lumbricales.

- M. extensor digitorum brevis začíná na dorsální straně calcaneu a upíná se do dorsální aponeurózy 2. až 5. prstu. Jeho funkcí je extenze těchto prstů.
- M. flexor digitorum brevis má začátek na tuber calcanei a upíná se po obou stranách středních článků tříčlankových prstů. Sval provádí flexi 2. až 5. prstu.
- Mm. lumbricales odstupují od šlach m. flexor digitorum longus a upínají se do dorsální aponeurózy. Provádějí flexi proximálního článku a extenzi distálních článků 2. až 5. prstu.
- Mm. interossei dorsales začínají od přivrácených ploch sousedních metatarzů a jdou do dorsální aponeurózy 2. až 4. prstu, první sval z mediální strany na 2. prst, druhý až čtvrtý sval z laterální strany na 2. až 4. prst. Svaly abdukují prsty od osy procházející 2. prstem.
- Mm. interossei plantares odstupují z mediální strany 3. až 5. metatarzu a upínají se z mediální strany do dorsální aponeurózy těchto prstů. Svaly addukují 3. až 5. prst směrem k 2. prstu. (Dylevský 2000)

2.1.3) Klenba nožní

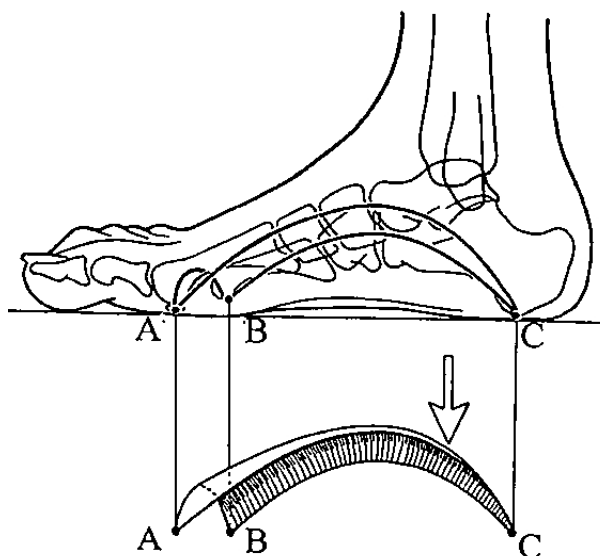
Nožní klenba slouží k zajištění rozličných funkcí nohy i k ochraně jejích měkkých tkání. Noha a její klenby nesou například při chůzi celou hmotnost člověka. Při stoji má noha tři hlavní opěrné body, kterými se dotýká podložky (viz.obr.č.4). Je to oblast hlavičky I.metatarzu, V.metatarzu a posterolaterální a laterální výběžek kalkaneu. Tyto body vytvářejí trojnožku, dohází zde k přenášení váhy na libovolně nerovném i nakloněném povrchu bez větších deformací. Polovinu zatížení přenáší okolí tuber kalkanei, třetinu přenáší okolí hlavičky I.metatarzu a šestinu přenáší oblast V.metatarzu. Zatížení se samozřejmě nepřenáší přesně v opěrných bodech, nýbrž v jejich blízkém okolí. (Sobotka, 1998)



Obr.č.4: Kostra nohy s vyznačenými opěrnými body (A) a zatížení plosky nohou (B),(Véle, 1997)

Mezi zmiňovanými opěrnými body vznikají tři vyklenutí, tzv. nožní klenby. Nejkratší a nejnižší z nich je přední příčný oblouk, další je vnější podélný oblouk (laterální oblouk) a vnitřní oblouk (mediální oblouk). Poslední jmenovaný je nejdelší a nejvíce klenutý. Z hlediska statistiky a

dynamiky je tento oblouk nejdůležitější (viz obr.č.5). (Kapandji, 1987). Navíc na noze ještě nacházíme zadní příčný oblouk.



Obr.č.5: Opěrné body a mezi nimi vznikající vyklenutí (Kapandji, 1987)

Je nutné upozornit, že klenba v tomto pojetí není považována za nehybný, statický útvar, který svou konstrukcí nese hmotnost nad sebou. Tento systém umožňuje tlumení nárazů, které vynikají při pohybu. Kostra nohy tedy tvoří jeden funkční celek se svaly a ligamenty. (Brotzmanová, 1990)

Udržení podélné a příčné klenby je závislé na třech faktorech, na celkovém tvaru kostry nohy a architektonice jednotlivých kostí, na vazivovém systému nohy a na svaích nohy. Role koordinované svalové aktivity je důležitá zejména v ontogenezi, kdy se podpůrné elementy (kosti a vazy) teprve formují za působení vnitřních a vnějších sil (tahové síly svalů a především tíhová síla). Po ukončení vývoje nohy a se zvýšením tuhosti spojení a omezením pohyblivosti v kloubech nohy význam svalové aktivity pro udržení nožní klenby částečně klesá (Vařeka 2003).

2.1.3.1) Podélná klenba

Podélná klenba nohy má dvě části, vnitřní a vnější. Na udržování podélné klenby se podílejí vazy plantární strany nohy orientované podélně, z nichž největší význam má ligamentum plantare longum. Vazy samy by k udržení klenby nestačily, proto se tohoto procesu účastní i svaly jdoucí longitudinálně chodidlem (m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus) a povrchově probíhající krátké svaly planty. Dále se podílí plantární aponeuróza a šlašitý třmen pod chodidlem, pomocí něhož tibiální stranu nohy táhne vzhůru m. tibialis anterior a m. peroneus Pontus (Čihák 2001).

Vnitřní podélný oblouk

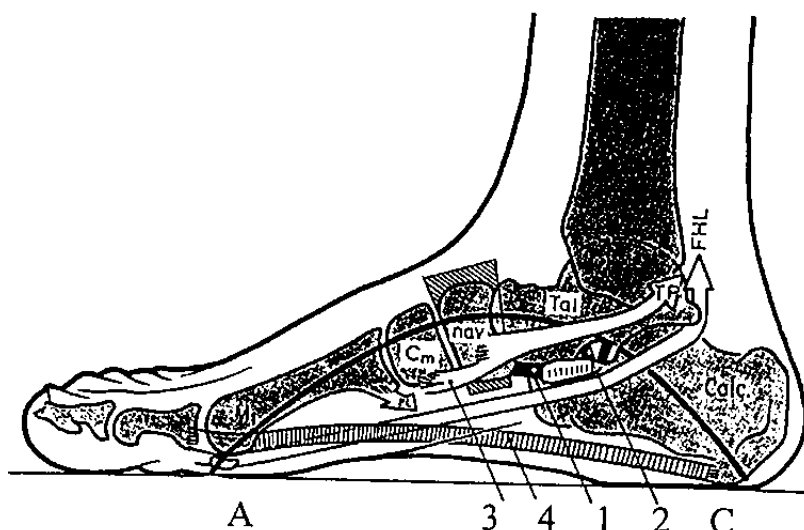
Vnitřní podélný oblouk, nebo-li vnitřní podélná klenba je tvořena pěti kostmi. Jsou to I.metatarz, os cuneiforme mediale, os naviculare, talus a calcaneus. Přes talus je přenášena hmotnost těla klenby. Dle Adamce (2002) je mediální (dynamický) podélný oblouk tvořen kostí hlezení, loďkovitou, kostmi klínovými a 1.-3. paprskem.

Z vazů, které udržují vnitřní podélný oblouk, jsou to lig.tarsometatarsalia (viz obr.č.6). (Kapandji,1987)

Na udržení klenby se dále podílejí také svaly, a to m.tibialis posterior, m.peroneus longus, m.flexor hallucis longus, m.abductor hallucis. M.tibialis posterior jde od obou bérceových kostí a od membrána interossea, probíhá za vnitřním kotníkem a pod pouzdem talokakaneonavikulárního kloubu a jeho větvená šlacha se upíná na tuberositas ossis navicularis a na plantární plochu kostí klínových. Svou činností táhne os naviculare dolů a dozadu pod hlavici talu, zdvihá tibiální okryj nohy, addukuje a plntárně flektuje nohu. (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000) M.peroneus longus odstupuje v obalsti proximální části fibuly. V distální části bérce přechází v dlouhou šlachu, která jde za vnějším kotníkem pod retinakuly na zevní okraj nohy do žlábků na os cuboideum, a dále po plantární straně nohy. Upíná se na plantární straně os cuneiforme mediale a bazi I.metatrzu. Zvedá zevní okraj nohy a je

pomocným svalem při plantární flexi a abdukci nohy. (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000) M.flexor hallucis longus začíná na fibule a membrana intreossea. Jeho šlacha vstupuje do sulcus musculi flexoris hallucis longi, pokračuje pod sustentaculum tali a do planty, kde se kříží se šlachou m.flexor digitorum longus. Upíná se na distální článek palce. Zvedá mediální oblouk, stabilizuje talus a calcaneus, flektuje palec, pomáhá při flexi ostatních prstů a při plantární flexi nohy. Důležitou funkci má také při chůzi, kdy přitlačuje palec k podložce a pomáhá při odvíjení nohy. (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000). M.abductor hallucis jde od tuber calcanei po vnitřní straně chodidla na tibiální sezamskou kůstku metatarzofalangového kloubu palce. Svou činností pomáhá napínat klenbu. (Čihák, 1987). Proti zmiňovaným svalům působí podle Kapandjiho (1987) svaly, které svou opačnou funkcí snižují při kontrakci podélnou klenbu. Jsou to m.extenzor hallucis longus a m.tibialis anterior.

Mediální podélná klenba klesá během chůze od okamžiku dopadu paty do odvinutí paty od podložky, a poté se zvyšuje až na svou maximální výšku při odvinutí prstů od podložky (Hunt, 2001).

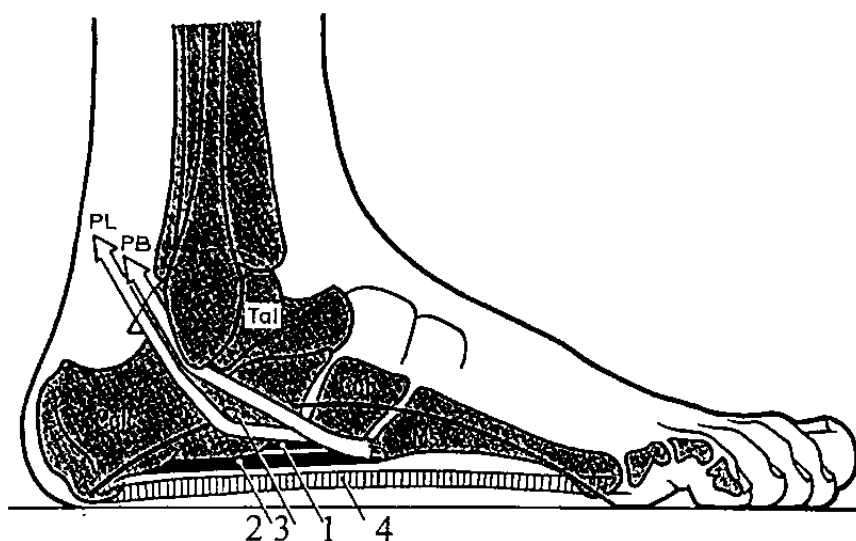


Obr.č.6: Schéma tahu svalů a ligament, podporujících mediální podélnou klenbu, 1-lig.calcaneonaviculare, 2-lig.talocalcan, 3-úpon m.tibialis, 4-m.abductor hallucis longus (Kapandji, 1987)

Vnější podélný oblouk

Vnější podélný oblouk, neboli vnější podélná klenba, je nižší. Je tvořena třemi kostmi, a to os metatarsale V., os cuboideum a calcaneus. V porovnání s mediální klenbou je také méně flexibilní. Její flexibilita je omezena hlavně silou vazů, a to jak hlubokých, tak také povrchových vláken lig. plantare longum, které jde od plantární plochy calcaneu až na tarzometatarsální skloubení. Vazy svým tahem zabraňují uvolnění articulationis calcaneocuboidea a articulationis cubometatarsales pod hmotností těla (viz obr.č.7). (Kapandji, 1987)

Dle Adamce (2002), který tuto klenbu nazývá také „statickou“, je laterální podélná klenba tvořena kostí patní, krychlovou a 4. a 5. prstíkem.



Obr.č.7: Laterální oblouk podélné klenby, 1-lig. plantare, hluboká vlákna, 2-lig. plantare, povrchová vlákna, 3-úpon m. peroneus longus, 4-m. abductor digiti minimi. (Kapandji, 1987)

Na udržení klenby se podílejí tři svaly. M.peroneus brevis jde od fibuly pod m.peroneus longus, jeho šlacha pokračuje po zevní straně calcaneu na tuberositas ossis metatarsalis quinti. Úlohy při udržení klenby jsou u obou peroneálních svalů obdobné. Třetím svaem je m.abductor digiti minimi, který odstupuje od zevní strany tuber calcanei a upíná se na bázi proximálního článku prstu. Snížení laterálního podélného oblouky zajišťují svou akcí m.peroneus tertius a m.extenzor digitorum longus. Podobný efekt dosáhne svou kontrakcí také m.triceps surae.

2.1.3.2) Příčná klenba nohy

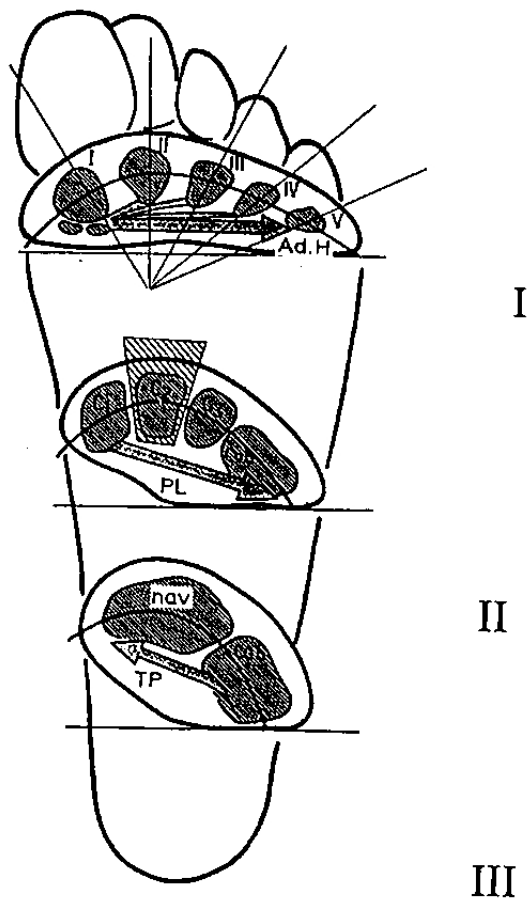
Příčná klenba je vytvořena v celé délce nohy. Je tvořena předním, středním a zadním příčným obloukem. Přední oblouk se rozpíná mezi hlavičkami I. a V.metatrzu. Je udržován jedním svaem (m.abductor hallucis) a intermetatarzálními ligamenty (viz obr.č.8). (Kapandji, 1987)

M.abductor hallus provádí addukci palce a pomocnou flexi v metatarzofalangeálním kloubu palce. Ligamentum metatarzale transversum profundum je kontinuální vaz pod hlavičkami metatarzů. Brání rozšíření přednoží při zatížení. (Kapandji, 1987)

Střední příčný oblouk probíhá v rovní ossa cuneiformia. Je tvořen čtyřmi kostmi, a to ossa cuneiformia a os cuboideum, která se jako jediná dotýká povrchu. Oblouk je udržován šlachou m.peroneus longus. (Kapandji,1987)

Zadní příčný oblouk nacházíme v oblasti os naviculare a os cuboideum. Klenbu udržuje m.tibialis posterior. (Kapandji, 1987)

Z předního příčného oblouku vybíhá pět metatarzálních paprsků. První z nich je nejvyšší a svírá s podložkou úhel 18°-25°, druhý paprsek vybíhá pod úhlem 15°, třetí 10°, čtvrtý 8° a pátý 5°. (Kapandji, 1987)



Obr.č.8: Příčné klenby nožní, (Kapandji, 1987)

2.1.4 Klenba nožní při lokomoci

V momentě, kdy je kročná končetina několik centimetrů nad zemí, dochází k flexi kotníku (aktivita m.tibialis anterior, m.tibialis posterior, m.extenzor digitorum longus, m.extenzor hallucis longus). Pata se dotýká podložky a pod tíhou dolní končetiny je kotník pasivně extendován a celá noha je přitisknuta k podložce. (Kapandji, 1987)

Kročná končetina se stává opornou a celá její ploska je v kontaktu s podložkou. Těžiště těla je přenášeno vertikálně přes opornou končetinu, dostává se před ni (stádium jednostranné opory). Tím je kotník pasivně flektován. V ten samý okamžik je váha celého těla aplikovaná na plantární klenby, způsobí jejich zploštění. Následná kontrakce krátkých svalů nohy brání zhroucení klenby a slouží k absorpci rázů. (Kapandji, 1987)

Váha těla je přenesena na přední část nohy a dochází k aktivní extenzi kotníku (aktivita m.triceps surae, m.tibialis posterior, m.flexor digitorum longus, m.flexor hallucis longus a m.peroneus longus a brevis. M.gastrocnemius je dynamizujícím faktorem pohybu, zatímco m.soleus je spíše statickou složkou svalu). Během extenze rotuje celá noha kolem své přední části. Kontrakce plantárních svalů zabraňuje zhroucení klenby a absorbuje rázy. (Kapandji, 1987)

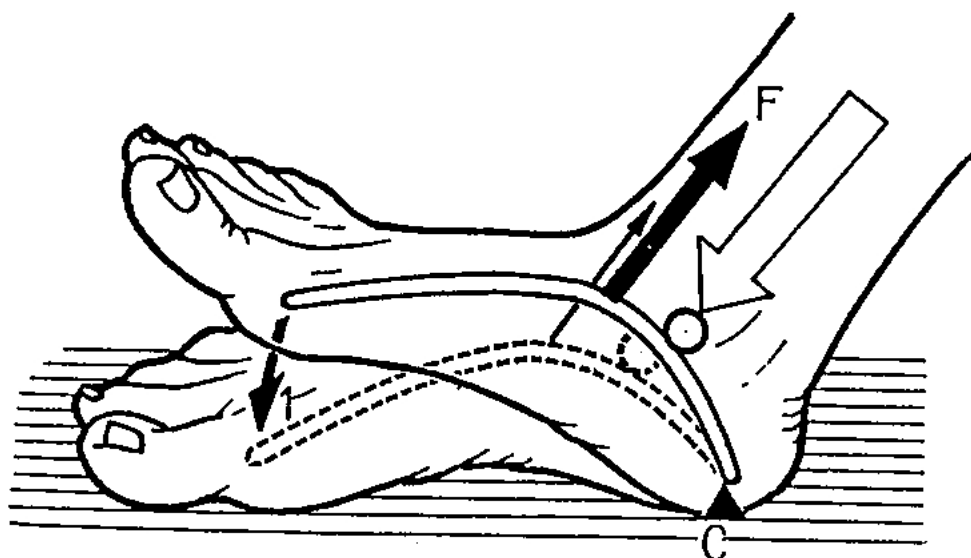
Kontrakce m.triceps surae je následována kontrakcí flexory palce (především. Flexor hallucis brevis, m.adductor hallucis, m.abductor hallucis a m.flexor hallucis longus). Opora nohy se přesouvá na první tři prsty, především na palec, který představuje poslední stupeň opory. Plantární svaly brání zhroucení klenby, důležitou roli zde hrají především flexory palce. Pohybová energie uložená v krátkých svalech planty je uvolněna, noha opouští podložku a klenba se vrací do své původní pozice. Obě nohy jsou na velmi krátkou chvíli v kontaktu s podložkou (fáze oboustranné opory). (Kapandji, 1987)

Během chůze však nedochází k pohybům nohy jen ve frontální rovině, ale též v rovině sagitální. Slouží k udržování stabilní opory při stání i chůzi. Je charakteristická neustálým nepatrným kolísáním mezi supinací a pronací, abdukci a addukci, flexí a intenzí nohy. Dynamická aktivita krátkých svalů nohy slouží především k adaptaci nohy na terén. (Kapandji, 1987)

Dle Kapandjiho (1987) bychom mohli rozdělit odvíjení nohy od podložky na čtyři fáze. V jednotlivých fázích se pak také mění stav klenby nožní:

1. Klenba plosky nohy v kontaktu se zemí

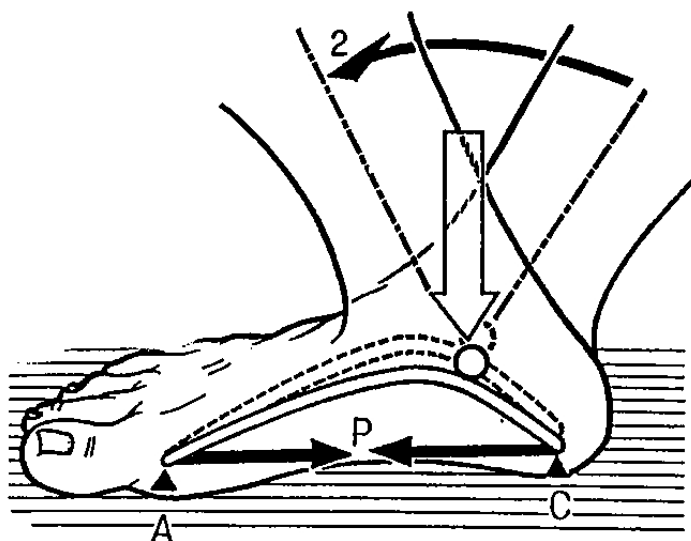
Kontakt chodidla se zemí začíná patou (viz obr.č.9). Bod C značí zadní podpěru plantární klenby. Při došlapu je noha přitlačena k podložce díky již zmiňované pasivní extenzi v kotníku.



Obr.č.9: Kontakt plosky nohy se zemí, (Kapandji, 1987)

2. Maximální kontakt plosky nohy s podložkou

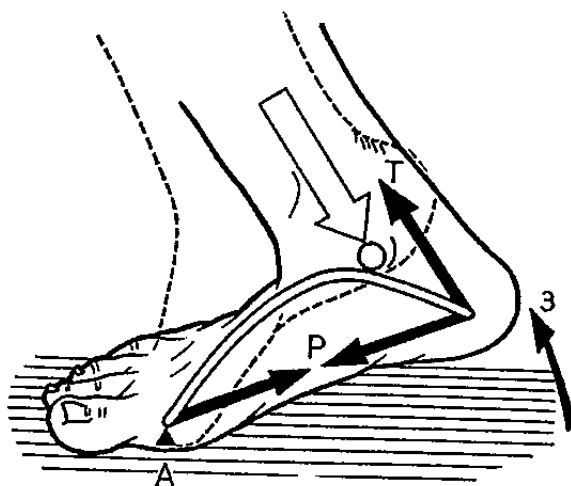
V této fázi dochází k posunu druhé dolní končetiny (ve švihové fázi) a celého těla před tuto stojnou končetinu. Jde tedy o jednostrannou oporu. Extenze kotníku se posunem těla pasivně mění na flexi (viz obr.č.10, šipka 2). Plantární klenba se oplošťuje, protože je na ní plně přenášena váha těla. Na obrázku znázorněné body A a C se od sebe při oploštění plantární klenby mírně oddalují. Plocha stopy je maximální ve chvíli, kdy je dolní končetina vertikálně k chodidlu. (Kapandji, 1987)



Obr.č.10: Maximální kontakt nohy s podložkou, (Kapandji, 1987)

3. První fáze aktivní propulze

Váha těla se přesouvá na přední část nohy, pata se aktivně zvedá. Jde především o aktivitu m.triceps surae. Kotník je aktivně extendován (viz obr.č.11, bod A). Celé tělo se zvedá a přesouvá vpřed. V této fázi se oplošťuje příčná klenba, a tím se rozšiřuje přední část chodidla na podložce. Při dysfunkci plantárních flexorů dochází k oplošťování i podélné plantární klenby. V opačném případě se zvedá. (Kapandji, 1987)

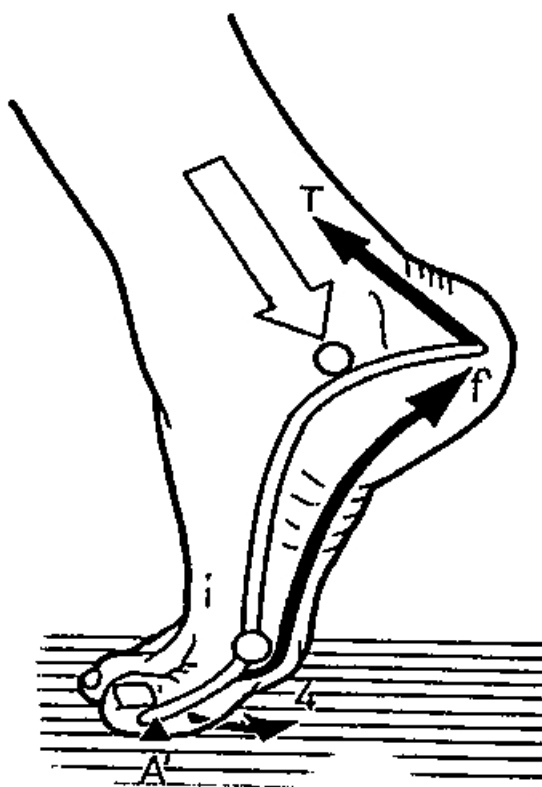


Obr.č.11: První fáze aktivní propulze, (Kapandji, 1987)

4. druhá fáze aktivní propulze

Poslední fáze opory je lokalizovaná pouze na první tři prsty nohy, a to především na palec (viz obr.č.12). Vedle aktivity m.triceps surae je zde aktivována i skupina flexorů prstů, především m.flexor hallucis brevis a longus, m.abductor hallucis a m.adductor hallucis.

V okamžiku, kdy se prsty odlepují od podložky a celá noha se tak ocitá nad podložkou, je v kontaktu s podložkou již druhá noha (respektive pata). Velmi krátký okamžik nastává tzv. oboustranná opora, kdy jsou v kontaktu s podložkou obě nohy. Poté, jak už bylo řečeno, se noha zvedá od podložky a klenba nohy se upravuje do původní polohy. (Kapandji, 1987)



Obr.č.12: Druhá fáze aktivní propulze, (Kapandji, 1987)

2.1.5) Adaptace nohy na povrch

Téměř všichni obyvatelé a především obyvatelé měst, mají nohy chráněné obuví. Navíc se povrch, po kterém chodíme, příliš často nemění. Tvrdé a nepoddajné materiály, jako je asfalt, beton nebo dlažba, jsou občas vystřídány trávou v parku. Noha se tedy nepotřebuje přizpůsobuje povrchu, svaly určené k této činnosti často oslabují, až atrofují. Plochá noha bývá pak označována jako určitá daň tohoto způsobu života. (Hermachová, 2003)

Proto jsou tak prospěšné procházky na bosu po pláži, po louce nebo dokonce i po horách, kde ale stejně častěji používáme protektivní obuv (a nejčastěji kotníčkovou). Můžeme tvrdit, že tyto aktivity navracejí noze její funkci přizpůsobení se povrchu a tlumení nárazů a tlaků.

Kapandji (1987) přirovnává chodidlo k dlani ruky. Obě struktury jsou totiž schopné se přizpůsobit povrchu nebo předmětu, který uchopují a získat tak optimální kontakt s povrchem. Ruka je samozřejmě daleko více specializovaná pro úchop a jemnou motoriku.

2.2) Vady a disfunkce nohou

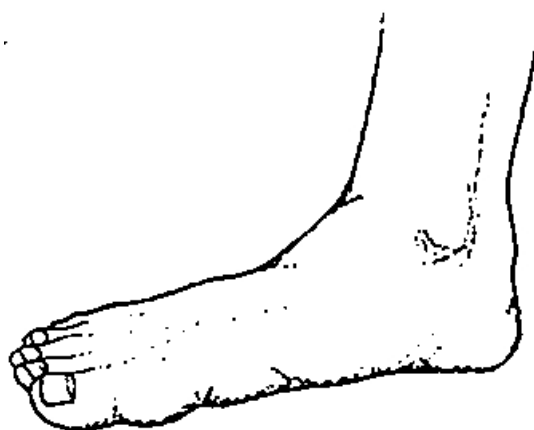
V této kapitole jsou podrobněji rozvedeny jednotlivé nejčastější vady (patologie) nohou s ohledem na následující měření pomocí tenzometrické desky Footscan. Nejznámějším pojmem v této oblasti je tzv. plochá noha – též platfus, ale vad vyskytujících se u našich nohou je hned několikero a většinou se vyskytují v určité návaznosti na jinou patologii. Nutno poznamenat, že většina těchto vad je získaná v průběhu našeho života díky našemu pohodlnému životnímu stylu a přehlížení přirozených potřeb našeho těla.

2.2.1) Plochá noha

Plochá noha se vyznačuje abnormálním snížením podélné nožní klenby nebo jejím úplným vymizením (viz obr.č.13). U ploché nohy se dotyková plocha chodidla značně zvětšuje, biomechanické působení trojnožky opěrných

bodů se vytrácí a dochází ke statisticky neurčité reakci chodidla, které reaguje bolestivě na nerovnosti terénu. (Sobotka, 1998)

Plochou nohu můžeme jednoduše rozdělit podle jejího vzniku na získanou nebo vrozenou. Získaná plochá noha může mít například traumatický nebo neurologický původ. Dalším možným dělením plochých nohou je dělení podle postižené klenby, a to na příčně plochou, podélně plochou a smíšený typ.



Obr.č.13: Pes planus (Dorethy, Dorethy, 2000)

K rozvoji ploché nohy dochází z následujících příčin dle Koudely (2004):

1. Genetické vlivy jako například nadměrná laxicita vaziva. Kvalita a funkce vazů je v současné době považována za jeden z nejdůležitějších faktorů vzniku ploché nohy (Dylevský, 1997).
2. Nadměrná zátěž (obezita, dlouhodobé stání a chůze, náročné sportovní aktivity, nevhodná obuv) vede k přetížení svalů, které se stávají insuficientní ve své funkci. Podle Kapandjiho (1987) vznikají ploché nohy nejčastěji v důsledku insuficience m.peroneus longus a m.tibialis posterior. Následkem svalové insuficience dochází k přetížení vazů.
3. Postižení svalů v důsledku onemocnění nervové soustavy (DMO, parézy, myopatie).

4. Celková onemocnění jako například infekce, cévní poruchy (varixy), změny hormonální a metabolické (osteoporóza), avitaminóza (nedostatek vitamínu D).
5. Následky úrazů.

2.2.1.1) Vrozená plochá noha (Pes Planus Congenitus)

Jedná se o vzácnější deformitu, často provázenou jinou deformitou skeletu. Noha dítěte má obrácenou klenbu tak, že má podobu kolébky. Postižen je celý skelet nohy. Talus nachází ve svislém postavení, jeho hlava se stává opěrným bodem v plantě, kalkaneus je odtlačen od os cuboideus, metatarzy leží rovnoběžně s podložkou. Klenba je vymizelá, pata ubíhá dozadu a vzhůru. (Kubát, 1985)

Adamec (2002) uvádí jako příklad vrozené ploché nohy vrozený strmý talus, či koalici tarzálních kostí. Blíže jsou tyto deformity popsány v kapitole, pojednávající o diagnózách doprovázených plochou nohou.

Terapie vrozené ploché nohy by měla začít co nejdříve po narození dítěte a diagnostice plochonoží. Provádí se nejprve manuální redrese v kombinaci se sádrováním do maximální supinace a plantární flexe. I při dobré péči je tato konzervativní léčba často neúspěšná a je nutné provést operaci. Jejím cílem je zajistit úplným uvolněním a repozicí správné postavení talu. (Mrzena, 2002)

2.2.1.2) Získaná plochá noha (Pedes Plani)

Dle Koláře (1996) byly statisticky zjištěny ploché nohy u 75% dospělé populace. Ze všech důvodů vzniku ploché nohy hraje nejvýznamnější úlohu dlouhodobé přetěžování.

Jednou z příčin je například obouvání od nejútlejšího dětství. Naše obuv navíc často neodpovídá požadavkům zdravotně nezávadné obuvi, o níž se zmiňuji v samostatné kapitole mé diplomové práce.

Není zcela jasné, jestli primární příčinou zborcení nožní klenby jsou svaly nebo ligamenta. Klinické zkušenosti ukazují, že bez aktivního svalového zajištění krátkými svaly nohy i svaly bérce, se podélná i příčná klenba nohy bortí a vzniká některý typ ploché nohy. (Kol. autorů, 1997)

Ligamenta jsou schopna určitou dobu udržet klenbu nohy. Dojde-li však k selhání svalové podpory, jsou ligamenta natažena a klenba se zhroutlí. Vznik ploché nohy je proto hlavně záležitostí svalové insuficience. (Kapandji, 1987)

Naproti tomu novější studie poukazují na velký vliv ligamentózního aparátu v oblasti nohy. Udržení podélné i příčné klenby je závislé na třech faktorech: na celkovém tvaru kostry nohy a architektonice jednotlivých kostí, na vazivovém systému nohy a na svalech nohy.

Důležitou funkci zde mají sice svaly, ale k udržení klenby nohy nestačí. Architektonika kostěných elementů a jejich zajištění vazy mají rovněž důležitou úlohu při udržování klenby nožní, a to především při jejím statickém zatížení. Pokud nejsou ligamenta schopna udržet klenbu nožní, zapojují se do této funkce více svaly. Ty však nejsou schopny udržet dlouhodobě statickou zátěž udržet, a nožní klenba klesá. (Dylevský, druga, Mrázková, 2000)

Adamec (2002) rozděluje příčiny získané ploché nohy na čtyři skupiny:

- Chabost vaziva (součást syndromů m.Down, Ehlers-Danlos sy.)
- Svalová slabost či disbalance (DMO, míšní aference, os tibiale externum)
- Rozvoj kontraktur (peroneální spastická plochá noha)
- Artritická plochá noha (zánět, trauma)

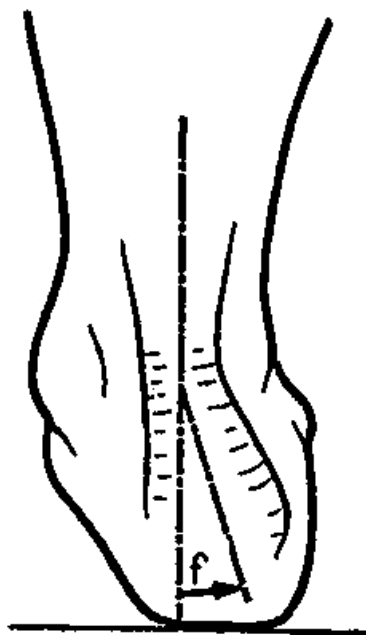
2.2.1.3) Podélně plochá noha

Integrita podélné klenby je závislá na konfiguraci kostí a kloubů tarzu a na napětí vazů, spojujících navzájem jednotlivé stavební elementy (Dungl, 1989).

Stanovení diagnózy plochá noha není vždy zcela jednoduché. Nelze totiž za dostatečný důkaz považovat skutečnost, že se mediální okraj nohy pacienta dotýká při stoji podložky. Existují typy nohou, u kterých je zdánlivá plochost fyziologická. Jak bylo zjištěno afrických národů, funkce nohy, která se zdá ve stoji jako plochá, nemusí být v dynamickém projevu vůbec postižena. Africké národy, na rozdíl od naší populace, chodí nejčastěji celý život boso. Také se velice liší terén, po kterém chodí. Nenalézáme tam tvrdé povrchy typu asfaltu a betonu. Jejich noha se tedy plně přizpůsobuje tamějším podmínkám a je naprosto funkční (Žemlová, 2000).

Pro naši správnou diagnostiku je důležitá rovněž následující skutečnost. Stěžuje-li si vyšetřovaný na únavu a bolest nohou a zjistíme-li omezení pohyblivosti a oslabení svalstva, bývá ta spíše vlivem valgozity paty a ne ploché nohy. Valgozita paty bývá navíc spojena s valgozitou kolen a se zvětšením antevertze krčku kosti stehenní. Bolest udává pacient na mediální straně plosky, je přechodná a po námaze se zvyšuje (Kubát, 1985).

Stupeň valgozity calcaneu je dán úhlem mezi osou paty a Achillovou šlachou (viz. obr.14). Fyziologický úhel je 5 stupňů. Jako patologický nález je hodnocena valgozita pat nad 20 stupňů. Díky této valgozitě se těžiště posouvá mediálně a hlavice talu se sklápí mediálně dolů. Na mediální straně prominuje malleolus medialis, mediální část hlavice talu a tuberculum naviculare (Dungl, 1989, Kapandji, 1987).



Obr.14: Valgozita paty, (Kapandji, 1987)

U dospělých vzniká plochá noha nejčastěji vlivem přetížení. Následkem toho dochází ke kolapsu klenby a vzniku valgózní deformity paty. U získané ploché nohy dospělých se zpočátku objevují symptomy v oblasti nohy (pálení, píchání, tupý tlak nebo brnění). Svaly jsou unavené, selhávají ve své funkci a klenbu pak udržují vazy. Ve svalových úponech tak vzniká díky přítomnosti značného množství nervových zakončení bolest. Tato bolest je lokalizována na mediální straně kalkaneu při valgózní patě, v plosce nohy (hlavně na hrbole kalkaneu), na vnitřní ploše 1. metatarzu při hrbole os naviculare, na vrcholu klenby nebo pod bříšky metatrů. (Dungl, 1989)

Dlouhodobé stání (např. v zaměstnání) zhoršuje díky ploché noze i krevní oběh. Snižuje se výživa tkání a oslabuje se odolnost klenby proti tlaku, klenba ještě více klesá a bolesti jsou častější a silnější. Později mohou přetrvávat i v klidu.

Autoři se rozcházejí v dělení a počtu stupňů ploché nohy. Následující dělení je upraveno dle Stryhala a Tošovského (1986):

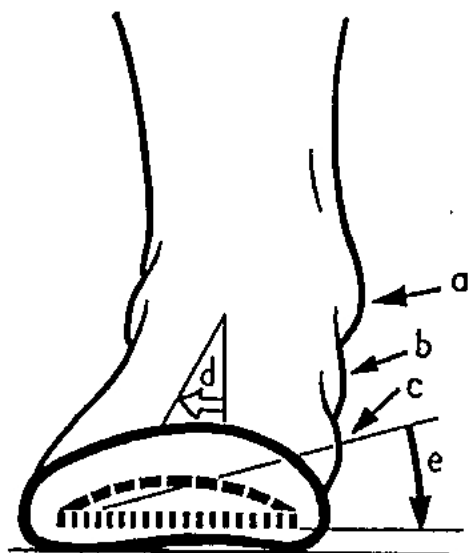
1. stupeň – noha přetížená. Tvar nohy je zachován, ale po delší námaze dochází k pocitu únavy, těžkých nohou a bolesti. Postižený nevydrží dlouho stát, večer ho nohy pálí a otékají. V noci se pak mohou objevovat křeče v lýtkách.
2. stupeň – noha ochablá. Na zatížené noze sledujeme pokles mediálního paprsku podélné klenby, na noze nezatížené se klenba opět vytvoří. Obtíže pacienta se stupňují.
3. stupeň – plochá noha fixovaná. Klenba je snížena při zatížení i bez něho. Bolesti se dostavují brzy po zatížení, během dne se zmírňují a znovu se objevují večer. Mění se charakter chůze postiženého, chůze je těžká a toporná. Noha je však volná a lze ji pasivně formovat.
4. stupeň – kostně ztuhlá plochá noha. Zde dochází k úplné ztrátě klenby, noha je bolestivě stažena a nelze ji narovnat aktivně ani pasivně. Jedná se již o fixovanou deformitu. Noha je trvale bolestivá, málo pohyblivá, chůze je obtížná, až nemožná.

Jiné sdělení ukazuje obr.č.15, který byl převzat od Kapandjiho (1987):



Obr.č.15: Stupně ploché nohy, (Kapandji, 1987)

U všech stupňů plochonoží se mění kvalita kůže pod přetěžovanými strukturami, objevují se zde bolestivé otlaky a mozoly. Nehledě na příčinu valgozity, vede tato deformace k přesunu centra zatížení směrem k mediálnímu okraji nohy a hlava talu se pohybuje dorzálně a mediálně. Na mediální hraně nohy se objevují více či méně patrné výčnělky (viz.obr.č.16). (Kapandji, 1987)



Obr.č.16: Rotace přední části nohy, (Kapandji, 1987)

2.2.1.4 Příčně plochá noha

Jedná se o pokles příčného klenutí při zachovaném podélném klenutí. Příčiny vzniku jsou stejné jako u ploché nohy (přetěžování přední části nohy, celková onemocnění, následky úrazu, atp.). Často též vzniká v důsledku nevhodné obuvi nebo doprovází pes cavus.

Vznik a vývoj příčně ploché nohy můžeme členit dle Kubáta (1991) do několika fází:

1. fáze – dochází k přetěžování v oblasti prvního a pátého metatarzu. Pod nimi se tvoří bolestivé otlaky a mozoly. Zatím se však nevyskytuje pronace ani supinace přední části nohy a zakřivení příčné klenby zůstává zachováno.

2. fáze – snížení mediálního paprsku podélné klenby (vlivem tahu m.tibialis posterior a m.peroneus longus) má za následek pronaci přední části nohy. Zakřivení příčné klenby se snižuje. Přetížení se přesouvá na 1.metatarz. Pod jeho hlavičkou se tvoří bolestivý mozol.
3. fáze – objevuje se supinace přední části nohy, zakřivení příčné klenby se snižuje a je přetěžován pátý metatarz, rovněž pod ním vzniká bolestivý mozol.
4. fáze – přetížení je distribuováno na hlavičky všech metatarzů, mozoly se vyskytují pod všemi hlavičkami.
5. fáze – příčná klenba má tvar kolébky, v podstatě vzniká opačná příčná klenba. Přetíženy jsou druhý, třetí, čtvrtý metatrz.

Kombinace podélně a příčně plochých nohou jsou časté a spojují v sobě příznaky obou.

2.2.2 Vysoká klenba, lukovitá noha (Pes Excavatus)

Jde o deformitu, která je charakterizována zvýšenou podélnou klenbou a naopak pokleslou klenbou příčnou. Takováto noha je nápadná vysokým nártem.

Podle toho, které struktury jsou postiženy, rozlišuje Kubát (1985) 3 typy lukovité nohy:

1. zadní typ – je způsoben insuficiencí m.triceps surae
2. prostřední typ – nalézáme ho relativně vzácně, vzniká jako důsledek kontrakce plantárních svalů, ke které může docházet vlivem nošení bot s příliš tuhou podrážkou nebo vlivem zkrácení plantární aponeurózy (Ledderhose's disease)

3. přední typ – je způsoben kontrakturou m.tibialis posterior a m.peroneus longus a brevis nebo též insuficiencí interosseálních svalů. Následná nerovnováha v metatarsofalangeálních kloubech je příčinou hyperextenze prvních článků prstů, snížení hlaviček metatržů a vzniku kladívkových prstů

Ke snížení hlaviček metataržů dochází také v důsledku insuficience m.tibialis anterior, což se svou zvýšenou aktivitou snaží kompenzovat m.extenzor digitorum longus. Plantární svaly jsou v nerovnováze a zvýrazňuje se klenba nožní. (Sobotka, 1998)

Jednou z příčin vzniku pes cavus je nošení malých bot. Prsty narážejí na přední část boty, jsou hyperextendovány a pod vahou těla dochází k poklesu hlaviček metataržů. Dále se pes excavatus vytváří například při obrnách drobných svalů nohy nebo při systémových neurologických onemocněních. (Sobotka, 1998)

Calcaneus je vazově skloněn, podélná klenba je zvýrazněna. To je spojeno s šikmým postavením metatarzálních kostí. Dochází k přetěžování hlaviček metataržů, tvoří se otlaky, popř. i ulcerace. Zkracuje se plantární aponeuróza i ostatní měkké struktury na plantě. Omezena bývá dorzální flexe v hlezenném kloubu. (Kubát, 1985, Sobotka, 1998)

2.2.3 Supinace, vybočené chodidlo (Pes Varus)

Tento termín společně s následujícím-pronací je dnes hodně skloňován běžickou veřejností. Stále více běžců rádo používá výrazy pronátor/supinátor, ale ne vždy přesně vědí co se za těmito termíny skrývá.

Při této deformitě je pata zkroucená směrem dovnitř a přední část chodidla je addukována a supinována. Chodidlo je zatíženo na své laterální straně. Častou kombinací vzniká pes enquinovarus. (Kubát, 1985)

2.2.4 Pronace, vbočené chodidlo (Pes Vagus)

Touto disfunkcí trpí mnohonásobně větší množství lidí než vychýlením opačným-supinací. A tak výrazným trendem poslední doby vývoje obuvi jsou speciální řady obuvi s podporou klenby nohy. Firma adidas nazývá tuto řadu obuvi Control. Více o tomto typu obuvi v jedné z dalších kapitol.

Vbočené chodidlo je deformita, kdy je pata vytočená směrem ven a přední část chodidla je abdukována a pronovaná. Zatížení je na mediálním okraji chodidla. Tato deformita bývá spojena s plochonožím, čímž vzniká pes planovalgus. (Kubát, 1985)

2.2.5 Onemocnění doprovázející plochou nohu

Jelikož zřídka se nějaká hlavní disfunkce objevuje izolovaně, v následující kapitole jsou uvedeny nejčastější vady, které se na tyto onemocnění váží nebo s nimi podstatně souvisí. Souvisejících onemocnění je samozřejmě známo více než v této práci uvádím, ale tyto jsou nejpodstatnější a nejčtenější.

2.2.5.1) Hallux vagus

Rovněž u Hallux valgus rozlišujeme vrozenou a získanou formu. Vrozený typ je však relativně vzácný. Velmi častou deformitou je však forma získaná. Ta vzniká nejčastěji jako důsledek nesprávného obouvání, noha je pak ve své přední části v botě příliš utištěná. Dochází zde k ochabnutí m.abductor hallucis a m.flektor hallucis brevis. Tím je funkční převaze m.extensor hallucis longus, který táhne palec do valgozity. Následuje zkrácení zesilujících ligament kloubního pouzdra, laterální dislokace sesamových kůstek šlachy m.extensor hallucis longus. (Doherty, Doherty, 2000)

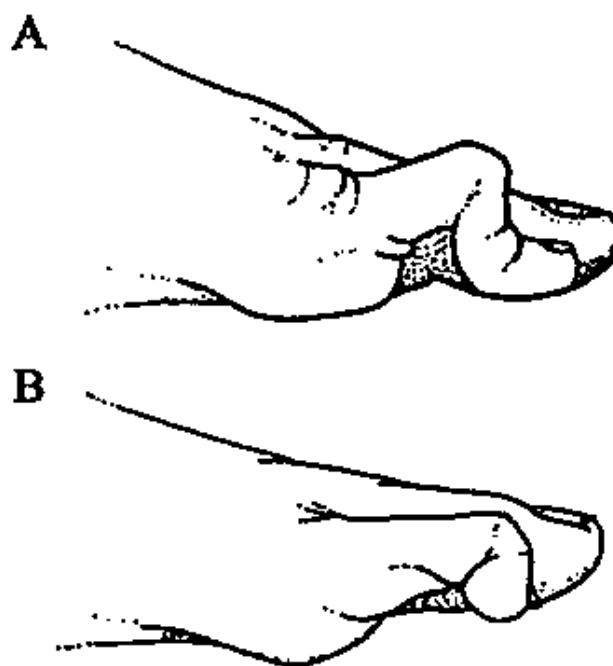


Obr.č.17: Hallux Valgus (Doherty, Doherty, 2000)

2.2.5.2) Kladívkovité prsty (Digiti Mallei) a deformovaný palec

Kladívkové prsty často doprovází příčně plochou nohu. Vznikají v důsledku disbalance mezi extenzory prstů a interoseálními svaly. Častou příčinou vzniku je nošení příliš malých bot, bot na vysokém podpatku nebo bot příliš úzkých. Prsty tak naráží na přední část boty a jsou tím křiveny což platí zejména pro palec. Dochází k dorzální flexi v interfalangeálních kloubech, první články prstů jsou tlačeny dolů a nad vyčnívajícími klouby vznikají bolestivé otlaky a zánětlivé změny (Doherty, 2000).

Rozdíl mezi kladívkovým a paličkovým prstem ukazuje obr.č.18, převzatý od Doherty (2000).



Obr.č.18: Kladívkový prst (A), paličkový prst (B),(Doherty, Doherty, 2000)

2.3) Noha při lokomoci

Chůze potažmo běh neboli bipedální lokomoce je cyklická aktivita, která je více či méně symetrická. Její symetričnost závisí na úhlovém nastavení v hlavních kloubech dolních končetin během pohybu, na svalové aktivitě a na přenosu zátěže na dolní končetiny. Těmito parametry je dána účinnost posunu těžiště vpřed ve směru pohybu (Barr, Backus, 2001).

Chůze patří mezi činnosti závislé na naší vůli. Je ovlivněna jak našimi potřebami, tak okolním prostředím (Rozendal, 1986).

Mezi chůzí a během je podstatný rozdíl v tom, že chůze na rozdíl od běhu postrádá letovou fázi a v každém okamžiku při chůzi je alespoň jedna končetina v kontaktu s podložkou. Běh je samozřejmě energeticky náročnější a dochází u něj k o mnoho větším nárazům a přetížením (až 3x větším než u chůze).

2.3.1) Krokový cyklus

Krokový cyklus je základní jednotkou chůze. Bývá definován jako období trvající od dopadu jedné nohy na podložku do opětovného začátku kontaktu té samé nohy s podložkou (Klenerman, 1991). Část krokového cyklu je noha v kontaktu s podložkou a ve zbývajícím čase je přenášena vpřed a probíhá příprava na další kontakt s podložkou. Tím se krokový cyklus rozděluje na dvě fáze, stojnou a švihovou. Doba trvání stojné a švihové fáze se s vzrůstající rychlostí chůze mírně snižuje (Klenerman, 1991).

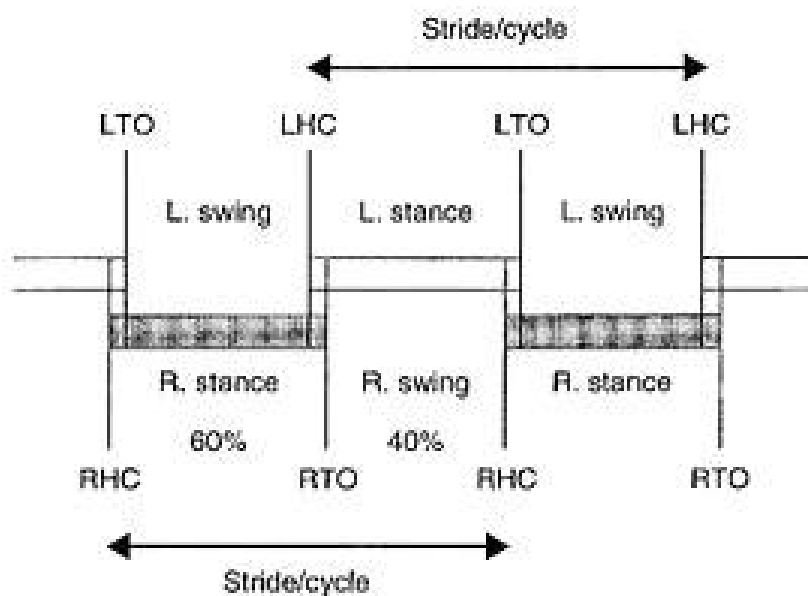
Stojná fáze

Stojná fáze je část krokového cyklu, během které je končetina v kontaktu s povrchem. Začíná současně s prvním kontaktem nohy s podložkou, který u fyziologické chůze nastává v oblasti paty, a končí odvinutím prstů od podložky. Tato fáze zaujímá 60% krokového cyklu. Je možné ji dále rozdělit na fázi dvojí opory a fázi opory o jednu dolní končetinu. Fáze dvojí opory, během které jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou, se vyskytuje dvakrát během krokového cyklu, rozlišujeme tedy úvodní a závěrečnou fázi dvojí opory. Každá z fází dvojí opory zaujímá 10% krokového cyklu. Tato doba se snižuje se vzrůstající rychlostí chůze a mizí při běhu. (Craik, 1995)

Švihová fáze

Švihová fáze je část krokového cyklu, během které je dolní končetina přenášena vpřed a tudíž není v kontaktu s podložkou. Tato fáze zaujímá 40% krokového cyklu. Začíná současně s ukončením kontaktu nohy s povrchem a končí v momentě, kdy se stejnostranná noha dostane opět do kontaktu s podložkou. (Craik, 1995)

Na obr.č.19 je znázorněn průběh krokového cyklu, včetně jeho jednotlivých fází.



Obr.č.19: Krokový cyklus (převzato z Barr, 2001). Stride/cycle- krokový cyklus, swing- švihová fáze, stance- stojná fáze, RHC- right heel contact-dopad pravé paty, RTO- right toe off-odpich pravé špičky, LHC- left heel contact-dopad levé paty, LTO- left toe off-odpich levé špičky.

Jednotliví autoři dále rozdělují krokový cyklus na různé fáze. Klenerman rozděluje krokový cyklus následujícím způsobem. Prvních pět period probíhá během stojné fáze, další tři jsou součástí švihové fáze.

1. dopad paty
2. kontakt celé nohy
3. zatížení nohy
4. odvinutí paty od podložky
5. odvinutí prstů od podložky
6. fáze zrychlení
7. střední fáze švihová
8. fáze zpomalení

2.3.2) Zatížení nohy při lokomoci

V této kapitole je rozvedeno, jak se naše chodidla vyrovnávají se zatížením, které je na ně při naší lokomoci vyvíjeno. Členění této kapitoly je v posloupnosti zapojení jednotlivých částí chodidla během kroku.

2.3.2.1) Region paty

Velikost tlaku pod patou je závislá na věku, inklinaci (sklonu) kalkaneu, tloušťce měkkých tkání pod patou, kontaktním čase během stejné fáze a rychlosti dopadu paty na podložku. Tlak je tedy určen jak faktory strukturálními, tak i funkčními a věkem. Noha s vyšší podélnou klenbou, a tudíž větším sklonem kalkaneu má v této oblasti vyšší hodnoty plantárního tlaku. Čím větší je rychlost dopadu paty na podložku, tím větší jsou také hodnoty plantárního tlaku v této oblasti. Mezi faktorem věku a hodnotou plantárního tlaku existuje opačný vztah, platí tedy, že čím vyšší je věk, tím nižší jsou hodnoty tlaku v této oblasti (Morag, Cavanagh 1999).

Tlak v této oblasti je ovlivňován i mechanickými vlastnostmi tkání, kdy větší množství měkkých tkání pod patou sníží zatížení této oblasti (Cavanagh, 1997).

Tlak v oblasti zadní části paty se zvyšuje se vzrůstajícím rytmem chůze. Se vzrůstajícím rytmem chůze narůstají také anteroposteriorní a vertikální reakční síly se zemí (Soames, 1995).

Pokud dojde ke snížení senzorického vnímání v celé oblasti plosky nohy, sníží se významně tlak v oblasti paty (Eils, 2002).

2.3.2.2) Region střední části nohy

V tomto regionu jsou maximální hodnoty plantárního tlaku určovány především věkem, hmotností jedince, rozsahem pohybu nohy do everze a sklonem (inklinací) kalkaneu. Typ nohy s nižší podélnou klenbou, neboli menším sklonem kalkaneu a větší kontaktní plochou je spojen s vyššími

hodnotami plantárního tlaku v této oblasti. Větší rozsah pohybu nohy do everze souvisí s nižšími hodnotami plantárního tlaku. Platí také, že čím vyšší je hmotnost jedince, tím vyšší jsou hodnoty tlaku v této oblasti (Morag, 1999).

Vliv na zatížení střední části nohy má i funkce m. tibialis posterior. Pokud je funkce tohoto svalu narušena, v oblasti středonoží vzniká abnormální zatížení, které má za následek nadměrné napínání pasivních podpůrných struktur nohy (Baumhauer, 2004).

2.3.2.3) Region přední části nohy

Plantární tlak v oblasti prvního metatarzu je ovlivněn jak strukturálními faktory, tak faktory funkčními. Ke strukturálním faktorům majícím vliv na tlak v této oblasti patří vzdálenost sezamské kůstky od podložky a sklon kalkaneu. S menší vzdáleností sezamské kůstky od podložky a nižším sklonem kalkaneu vzrůstají hodnoty plantárního tlaku. Mezi funkční faktory můžeme zařadit průměrnou aktivaci m. gastrocnemius během třetí čtvrtiny stojné fáze. Větší aktivita m. gastrocnemius souvisí se zvýšením tlaku v této oblasti. K většímu zatížení hlavičky prvního metatarzu může vést také snížená mobilita talonavikulárního kloubu (Morag, Cavanagh, 1999).

Podle některých autorů (Jakob, 2001) je nejvíce zatěžovanou strukturou v oblasti přední části nohy hlavička 1. metatarzu, jiní (Nikolopoulos, 1997) považují za nejvíce zatěžovanou strukturu v této oblasti hlavičku 2. a 3. metatarzu.

Celková síla, která se přenáší na podložku v oblasti hlavičky prvního metatarzu, se rovná 119% tělesné hmotnosti. V oblasti hlavičky 2. metatarzu působí síla, která je rovna 28% tělesné hmotnosti. První metatarz a zvláště pak hlavička 2. metatarzu jsou zatíženy zejména axiální kompresivní silou, ale při dorsální flexi přednoží jsou rovněž vystaveny ohýbání (Jakob, 2001).

Tlak v oblasti mediální části přednoží (oblast 1. a 2. metatarzu) závisí také na rytmu chůze. Ve fázi odvinutí prstů od podložky dochází s rychlejším rytmem chůze ke zvýšení anteroposteriorní reakční síly (Soames, 1995).

Pokud dojde ke snížení aference z celé plosky nohy, sníží se významně hodnoty tlaků v oblasti prstů (Eils, 2002).

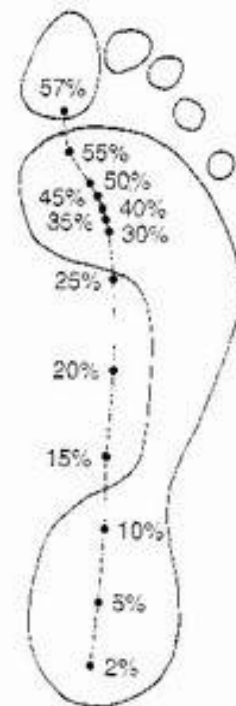
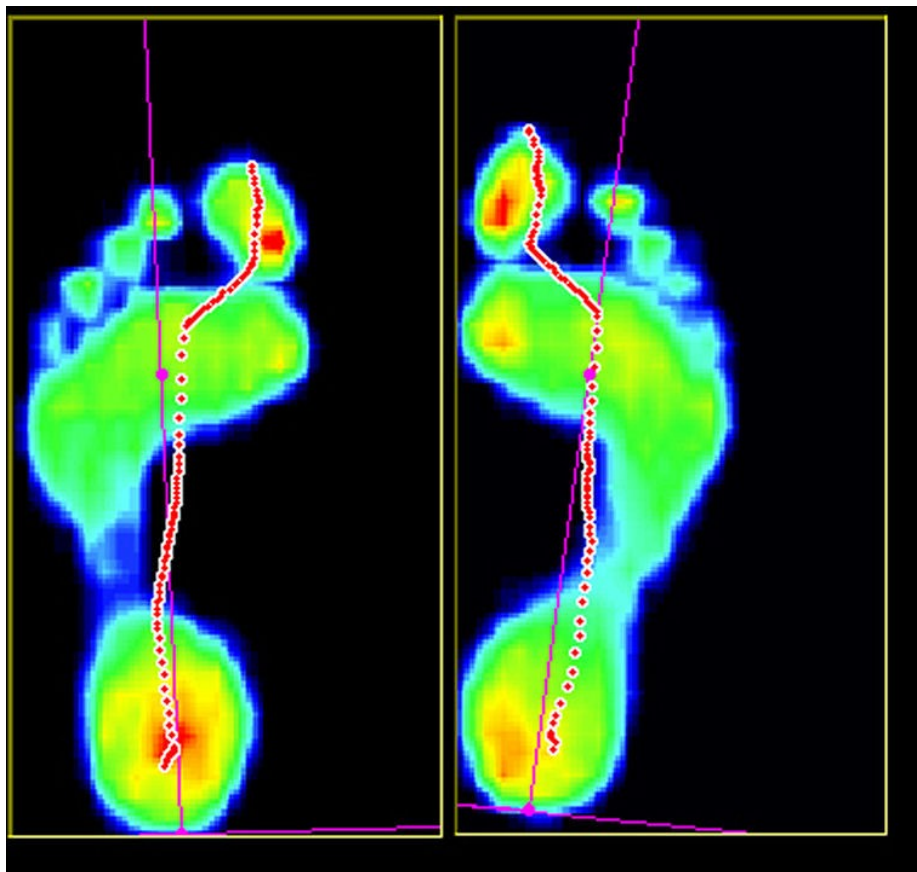
Ke zvýšení zatížení mediální části přednoží dochází i při dysfunkci m. tibialis posterior (Imhauser, 2004).

2.3.3) Průběh Center of pressure (centra tlaku)

Center of pressure (COP) neboli centrum tlaku odpovídá průběhu vektoru výsledné reakční síly působící na podložku. Je rovno váženému průměru bodů působení všech normálových sil (Mc Ginnis, 1999)

Při normální chůzi nastává první kontakt nohy s podložkou v oblasti posterolaterální části paty. Centrum tlaku začíná svůj průběh ve střední části paty. Při dopadu paty centrum tlaku velmi zrychluje, po dopadu paty mírně zpomaluje a ke zvýšení rychlosti dochází opět při průběhu centra tlaku přes střední část nohy. Okolo 40% stojné fáze krokového cyklu centrum tlaku rychle zpomaluje, což naznačuje, že došlo k zatížení hlaviček metatarzů. Centrum tlaku poté probíhá z oblasti středu středonoží směrem mediálně přes oblast metatarzů a končí v oblasti palce. Průběh centra tlaku jde tedy z oblasti proximální části paty, probíhá přes mediální stranu nohy a končí na laterálním okraji palce (Sammarco, Hockenbury 2001).

Průběh COP je znázorněn na obr.č. 20, pro ilustraci je přiložen snímek footscanu, kde je COP znázorněno červenými body. Číselné hodnoty vyjadřují procenta krokového cyklu.



Obr.č.20: Průběh centra tlaku při normální chůzi (převzato z Sammarco, 2001) v porovnání se snímkem pořízeným footscanem při vlastním měření

Existují dva základní typy průběhu centra tlaku, které se vyskytují u zdravé populace přibližně stejně často. U prvního typu dochází při průběhu centra tlaku přes plosku nohy k jeho výchylkám v mediolaterálním směru, pak se soustřeďuje pod hlavičky metatarzů a při odvinutí prstů od podložky se dostává do oblasti palce a druhého prstu. U druhého typu je průběh centra tlaku rovný, začíná z oblasti střední části paty a běží rovně až k prvnímu a druhému prstu (Nikolopoulos, 1997).

Jelikož linie, ve které leží hlavičky metatarzů neprobíhá kolmo na směr chůze, ale na laterální straně se sklání směrem vzad, mají hlavičky metatarzů na laterální straně nohy tendenci zdvihnout se od podložky dříve než mediální hlavičky metatarzů. V důsledku tohoto dochází ve fázi odvinutí prstů od podložky k přesunu centra tlaku mediálním směrem (Klenerman, 1991).

Základní úlohu při posouvání center of pressure směrem vpřed během fáze odvinutí paty od podložky hraje m. tibialis posterior. Při dysfunkci tohoto svalu naopak dochází k nápadnému posunu COP vzad (Imhauser, 2004).

Na průběh centra tlaku má vliv také senzorický input z oblasti nohy. Pokud je citlivost nohy v některých oblastech snížena, dochází k přesunu centra tlaku pryč z těchto oblastí, do oblastí s vyšší senzitivitou (Nurse, Nigg, 2001).

2.4) Charakteristika obuvi

Díky mému působení v jedné z nejrenomovanějších obuvních firem světa jsem ve velice intenzivním kontaktu jak s prodejci, tak přímo i se zákazníky jako například díky PIM, jež byl hlavním zdrojem dat pro tuto diplomovou práci a často se setkávám s názory, že nejdůležitější vlastností obuvi je její vzhled a hlavně cena. Tuto bariéru se s kolegy snažíme prolomit a právě díky akcím a „nadstandardními službami pro zákazníky“, jako jsou Pražský mezinárodní maratón a footscan, se nám toto alespoň v částečné míře daří. V následujících několika stránkách jsou podrobně popsány požadavky, jež by měla zdravotně nezávadná obuv splňovat, sedmero rad jak vybrat správnou obuv a na závěr stručná charakteristika modelové řady obuvi firmy adidas na níž je odkazováno v dotazníku souvisejícím s touto akcí.

2.4.1) Základní požadavky na zdravotně nezávadnou obuv

Obuv sehrává ve vztahu k bipedální lokomoci člověka důležitou funkci. Nejdůležitějším úkolem obuvi je ochránit nohu před nepříznivými vlivy vnějšího prostředí a podporovat její základní fyziologické funkce jako jsou stání, chůze a běh. Obuv může rovněž zajistit částečnou eliminaci vrozených nebo získaných vad nohou, nebo naopak podílet se na jejich vzniku. Obuv může napomáhat, ale i omezovat fyziologické funkce nohou. Neméně důležitou funkcí obuvi je i estetické uspokojení člověka. Aby bylo vytvořeno pro nohu v obuvi prostředí, které ji co nejméně poškozuje, je nutno respektovat určité konstrukční a zdravotnicko-hygienické zásady. První zásady správné obuvi publikoval již v roce 1781 významný holandský

přírodovědec a lékař Petr Camper (1722-1789) ve svém díle: “O nejlepším tvaru obuvi”, které uvedl citátem Horácia: “Ve velké obuvi noha klouže, v malé tlačí”. Některé jeho poznatky jsou platné dodnes, jiné jsou již překonány.

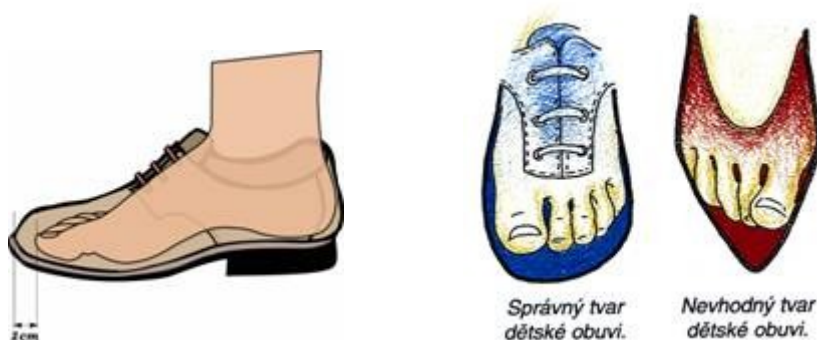
Z dlouholeté spolupráce lékařů s obuvnickými techniky vyplynuly určité požadavky na obuv, tzv. minimální lékařské požadavky, které jsou platné pro obuv všech věkových skupin a v různých obměnách prakticky ve všech zemích s vyspělým obuvnickým průmyslem (www.leatherindustry.cz):

- 1. Dostatečný prostor obuvi, hlavně v její prstové části.**
- 2. Dokonalá flexibilita obuvi, hlavně v místě prstních (metatarsophalangeálních) kloubů nohy.**
- 3. Úměrná výška podpatku.**
- 4. Vybočené (varosní), nebo kolmé postavení patní části kopýta.**
- 5. Pevný a dostatečně dlouhý opatek.**
- 6. Anatomicky správně modelovaný svršek obuvi.**
- 7. Vyhovující materiál z hlediska hygienicko-zdravotnického (biologická inertnost výluhů z materiálů a přípravků použitých při výrobě obuvi, zajištění optimálního vlhkostního a teplotního režimu - mikroklima, měkkost, možnost dokonalé mechanické a chemické očisty).**
- 8. Tlumení nášlapných sil spodkovým provedením.**
- 9. Malá (resp. přiměřená) hmotnost obuvi.**

Dostatečný prostor obuvi, hlavně v její prstové části

Vnitřní tvar obuvi by měl co nejvíce odpovídat přirozenému tvaru nohou uživatelů. Zvláště dětská obuv a obuv pro celodenní nošení pro dospělé by měla mít dostatečně prostornou špičku (kulatou nebo v přirozeném tvaru prstů), která poskytuje dostatek místa pro prsty. Čím rovnější je vnitřní hrana obuvi, tím lépe, neboť palec je v přirozené poloze a není tlačенý k ostatním prstům. Vyvarujme se při nákupu obuvi pro celodenní nošení, sport a do práce módní špičaté obuvi, neboť způsobuje deformity prstů (vbočený palec, vybočený malík, popř. kladívkové prsty). Rovněž nášlapná část obuvi (stélka) musí mít tvar a proporce odpovídající tvaru nohy uživatele.

Obuv musí být rovněž správné délky, tzn. že musí mít vpředu před prsty volný prostor, jemuž se říká nadměrek. U dospělých slouží nadměrek k volnému pohybu prstů při prodloužení nohy za chůze. Měl by být minimálně 1 cm dlouhý. U dětí nadměrek slouží z poloviny pro volný pohyb prstů při prodloužení nohy za chůze a z poloviny jako rezerva pro růst nohou. Proto se u obuvi doporučuje nadměrek 12 až 15 mm dlouhý (viz.obr.21, www.leatherindustry.cz)



Obr.č.21: Správná velikost obuvi (převzato z www.leatherindustry.cz)

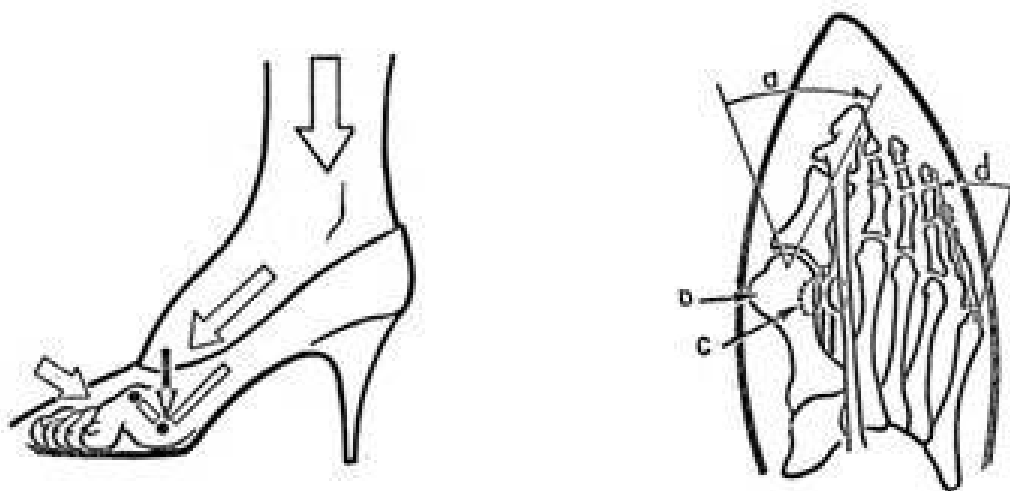
Dokonalá ohebnost (flexibilita) obuvi v její prstové části

V místě, kde se noha při chůzi ohýbá (tj. v oblasti prstních kloubů) musí být obuv co nejohybnější. Obuv, hlavně pro nejmenší děti musí tzv. “jít” s nohou a spolupracovat s ní. Tuhá a nepoddajná obuv zvyšuje únavu

a narušuje pohodlí chůze a zdravý vývoj nohou a může způsobit kostní výrůstky na nártu (exostozy). Ohebnost (flexibilitu) ovlivňuje jak druh použitého vrchového materiálu a stříhové řešení, tak zejména druh, tloušťka a tuhost podešve. Čím silnější je podešev, tím je obuv tužší. Doporučujeme ještě v prodejně vyzkoušet, jaký odpor klade bota při ohybu špičky směrem k nártu (www.leatherindustry.cz)

Úměrná výška podpatku

Nadměrné nošení obuvi s příliš vysokými podpatky a špičatými špičkami způsobuje nejen onemocnění nohou (otlaky, mozoly, kuří oka, vbočený palec - hallux valgus, vybočený malík, kladívkovité prsty, příčně plochá noha aj.), ale i zkrácení Achillovy šlachy, problémy s krevním zásobením dolních končetin a bolesti páteře.



Obr.č.22: Noha obutá v obuvi s vysokým podpatkem-posun těžiště dopředu, deformace prstů v obuvi se špičatou špičkou (www.leatherindustry.cz)

Výška podpatku se musí řídit podle věku a účelovosti obuvi. Doporučovaná výška podpatku u pánské obuvi by neměla přesáhnout hodnotu 25 mm. Dámská obuv pro celodenní nošení by neměla mít podpatky vyšší než 30 – 40 mm.

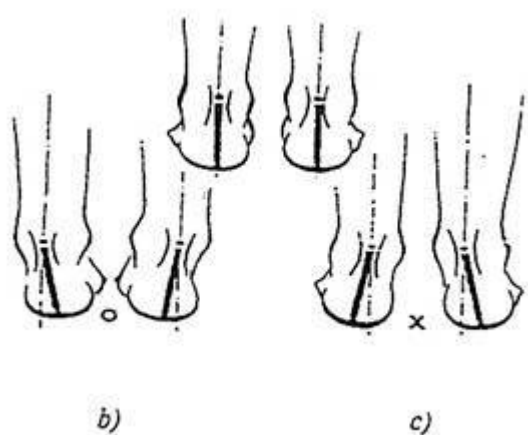
Pevný a dostatečně dlouhý opatek

Noha v obuvi musí být dokonale fixována. Nesmí docházet k nežádoucím bočním pohybům patní části nohy. Proto každá obuv uzavřených střihů, zvláště dětská, sportovní, obuv pro celodenní nošení a pracovní, musí mít dostatečně tuhý, vysoký a dlouhý opatek (tj. vnitřní dílec v patní části svršku obuvi). S absencí opatku, nebo s opatkem z příliš měkkého materiálu se velmi často setkáváme především u levné dovozové obuvi, která prodává nejen na tržistiších a burzách, ale i v „kamenných“ obchodech.

Tvar opatku musí odpovídat anatomickému tvaru paty, aby příliš netlačil na patu (vznikají otlaky, puchýře, odřeniny, kostní nárůstky – exostosis, jako např. dvojitá pata) a naopak aby neklouzal z paty při chůzi.

Varosní nebo kolmé postavení patní části obuvi

Postavení paty obuvi má být kolmé k podložce nebo jen mírně vybočené (varosní). Toto postavení zajišťuje rovnoměrné napětí svalů nohy, správné uspořádání klenby nožní a brání přetížení jednotlivých oblouků klenby. Vbočené (valgosní) postavení patní části obuvi způsobuje zatížení vnitřní podélné klenby a může vést ke vzniku ploché nohy.



Obr.č.23: Konstrukce patní části obuvi (www.leatherindustry.cz)

- a) správné postavení paty
- b) vbočené (valgosní) postavení paty,
- c) vybočené (varosní) postavení paty

Anatomicky správně modelovaný svršek obuvi

Na střihu svršku obuvi jsou nejvíce viditelné vlivy módy. Proto velmi často, ve snaze přijít na trh s novým originálním střihovým řešením, vznikají možnosti poškození nohou nevhodně umístěnými švy, neproporcionální bandáží apod.

Vhodný střih svršku obuvi zajišťuje dobrou fixaci nohy v obuvi, neboť drží pevně nohu proti opatku a brání posunu nohy v obuvi. Doporučujeme obuv šněrovací, popřípadě uzavíranou páskem na sponu či suchý zip. Obuv mokasínového nebo lodičkového střihu je nevhodná.

Pro dospělé se zdravotními potížemi nohou doporučujeme rovněž obuv na šněrování, sponu, zip, či velcro uzávěr a upřednostňujeme derbový střih oproti nártovému.

Příčinou diskomfortu a nepříjemného tlaku na nohu může být také obuv, která má spojovací švy na svršku umístěny v oblasti lokalizace palcového a malíkového kloubu, zřasenou podšívku, nezkosené okraje dílců, nevhodně umístěné spony a ozdoby apod. (www.leatherindustry.cz)

Vyhovující materiál z hlediska hygieny a zdravotní nezávadnosti

Z pohledu komfortnosti a příznivého mikroklima v obuvi dáváme přednost obuvi, která je vyrobena z přírodních materiálů (useň, textil), které jsou měkké, prodyšné a absorbují vlhkost. Nejdůležitější jejich vlastností je, že se přizpůsobí anatomickému tvaru nohy. Je dokázáno, že poromery, koženky a plasty jsou neprodyšné, během nošení si stále zachovávají své původní rozměry a nepřizpůsobí se tvaru nohy uživatele a tlačí, zvláště při zvětšení objemů nohou vlivem únavy a tepla. V obuvi ze syntetických materiálů vzniká rovněž nepříznivé klima uvnitř obuvi - hromadí se vlhkost, zvyšuje nebo se snižuje teplota. Plísňe a bakterie ohrožují uživatele a zmenšují životnost obuvi. Syntetické materiály můžeme akceptovat pouze u vysoce účelové obuvi určené do vlhkých a chladných podmínek, přičemž tato obuv musí mít vyhovující vnitřní vybavení.

Nohy se obecně hodně potí, přičemž největším zdrojem vlhkosti je ploska nohy. Proto by měla být každá obuv, zvláště pak obuv uzavřených střihů, ve vnitřní nášlapné části vybavena stélkou nebo vložkou z textilu nebo usně, které mají dobré absorpční vlastnosti pro pot a vodní páru.

V současné době se často setkáváme s obuví vyrobenou z umělých klimamembrán typu Gore-Tex nebo Sympatex dobré hygienickými vlastnostmi. Oba materiály jsou propustné pro pot ve formě vodní páry a absolutně nepropustné pro vlhkost z venku. Tím je noha udržována v suchu i při velkém fyzickém zatížení a často se proto používají při výrobě sportovní a pracovní obuvi.

Pokud si nebudete jisti z jakých materiálů je obuv vyrobena, zaměřte se značení použitých materiálů tzv. piktogramy. U nás je tato povinnost značení druhu použitých materiálů piktogramy stanovena zákonem č. 634/1992 Sb., o ochraně spotřebitele (www.leatherindustry.cz)

Tlumicí vlastnosti obuvi (absorpce energie v patě)

Nohy jsou ohrožovány i neustálými tvrdými dopady na beton, asfalt, dlažbu - to se časem může projevit opotřebením kostí, kloubů a kloubních chrupavek dolních končetin a poškozením páteře. Prevencí může být kvalitní podešev s dobrými tlumicími vlastnostmi (PUR, EVAC, pryž), pružné vkládací vložky, podpatěnky a anatomicky tvarované stélky z pružných materiálů, které dokonale rozdělují zatížení na celou plochu nohy a tlumí nárazy při chůzi (www.leatherindustry.cz).

Úměrná hmotnost obuvi

Často opomíjenou vlastností obuvi je její hmotnost, což lze dokumentovat častými stížnostmi zvláště v oblasti pracovní obuvi. Podle literárních údajů každé navýšení hmotnosti obuvi o 100 g znamená, že denně naše nohy zvednou o 1 tunu navíc. Hmotnost obuvi má být co nejmenší,

zvláště u dětské obuvi, neboť dítě udělá za den 18 až 20 tisíc kroků.

U sportovní obuvi renomovaných firem je nízká hmotnost jednou z největších předností (www.leatherindustry.cz).

2.4.2) Sedm zásad pro výběr správné obuvi

Konkrétní zkušenosti ukazují, že nošení dobře padnoucí komfortní obuvi, zlepšuje nejen kvalitu života ale i zdraví pro příští léta. Velkou zodpovědnost za dobře obuté zákazníky mají vedle výrobců i odborní prodejci obuvi, neboť **i ta nejlepší bota na nesprávné noze je špatná bota.**

Profesionální prodáváč obuvi musí mít stále na zřeteli, že obuv musí sloužit především k ochraně a podpoře živého a ve své funkci a tvaru velmi složitého orgánu - lidské nohy. Nelze přizpůsobovat nohu obuvi, ale naopak, obuv je nutno přizpůsobit lidské noze, což není nikterak jednoduché. Proto je při nákupu nové obuvi dodržovat následující zásady (www.leatherindustry.cz)

- 1. Nevěřit deklarované velikosti uvedené na obuvi. Vnitřní prostor jednotlivých modelů obuvi se mnohdy liší od uvedené velikosti. Proto je nutné při nákupu každou botu vyzkoušet, jak padne na nohu.**
- 2. Nákup přesunout do odpoledních hodin. V té době je totiž noha nejobjemnější.**
- 3. Velikosti nohou měřit vestoje (v zatížení vlastní hmotností těla). Při měření má být na noze ponožka nebo punčocha odpovídající druhu obuvi.**
- 4. Změřit velikost obou končetin, tedy pravé i levé. Velikost obuvi se vybírá podle delší, resp. širší nohy.**
- 5. Vyzkoušet celý pár obuvi. Při zkoušení si zákazník obuv zašněruje (zapne) a projde se po prodejně.**

- 6. Sledovat, jak obuv padne v jednotlivých partiích. Tedy zda je před prsty dostatečně dlouhý nadměrek, zda nejširší část nohy (v oblasti prstních kloubů) správně padne do odpovídající nejširší části střevíce, zda bota dobře sedí v nártu. Obuv nesmí nikde tlačit ani klouzat z paty.**
- 7. Neřídit se častým tvrzením prodavačů, že se to časem přizpůsobí noze. Raději se držet osvědčeného, že to, co sedí při zkoušení, bude sedět i při nošení.**

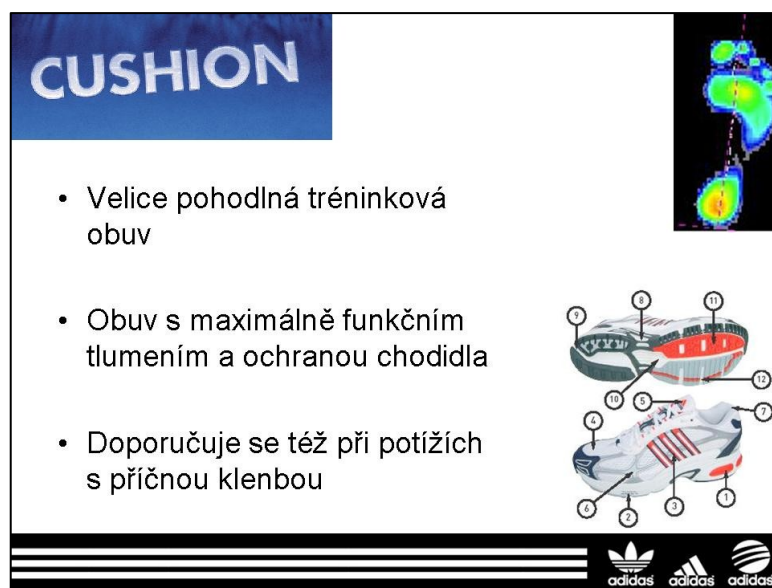
Co dodat na závěr? Snad jen připomenutí, že pokud se snažíme žít zdravým způsobem života a pečujeme o své tělo, tak bychom jej měli brát jako celek, a tudíž věnovat i dostatečnou pozornost zdraví svých nohou.

2.4.3) Charakteristika produktové řady obuvi adidas

V této části diplomové práce se budu krátce věnovat nabídce sportovní obuvi firmy adidas, jelikož je na ní odkazováno jako na výsledek vyhodnocení provedeného měření a dotazníku. Firma adidas se jako každá významnější sportovní firma snaží do nabídky produktů vnést nějaký řád a smysl, aby se zákazník snáze orientoval v nepřeberném množství nabízených artiklů. My se zaměříme na oblast běžecké obuvi-tzv. running, který byl v rámci maratónského expa na Václavském náměstí prezentován. Tyto běžecké modely se pak dělí do obecných skupin obuvi, které mají stejné znaky a účel použití.

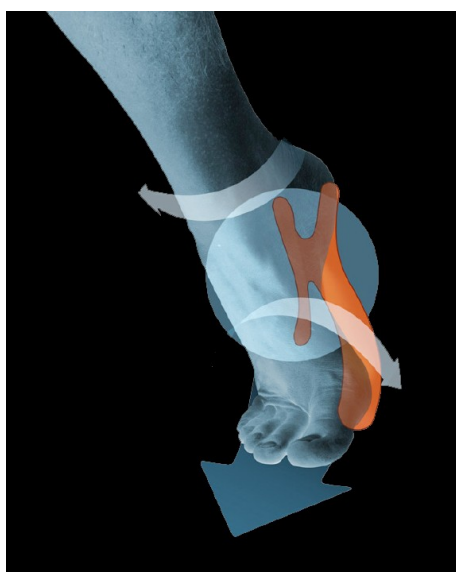
Jsou to cushion, control, competition a trail. Na první pohled matoucí názvy, ale běžcům dobře známé pojmy, které jsou dále popsány v následujícím textu. Každá tato rodina obsahuje jednotlivé modely, které si kvůli přehlednosti ponechávají svá jména ze sezóny na sezónu. Jsou to (od topmodelu po technologicky chudší): Adistar, Supernova, Response, Nova. Tato praxe je u běžeckých bot firmy držena po desetiletí a nic nenasvědčuje tomu, že by se měla do budoucna měnit.

2.4.3.1) Cushion – měkčená tréninková obuv



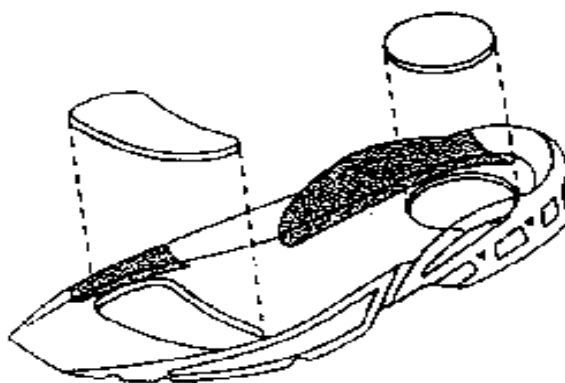
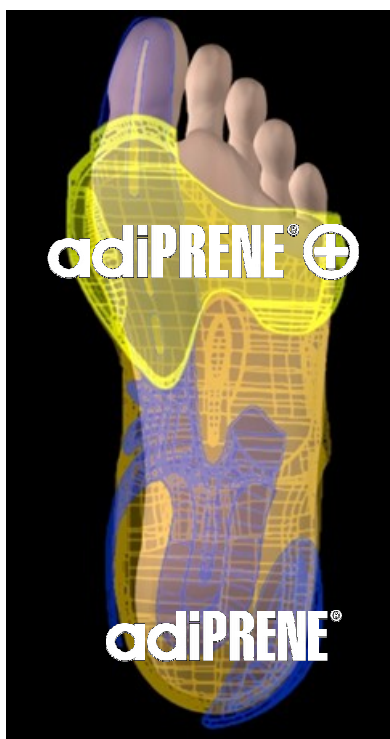
Obr.č.24: Obuv cushion (prezentace adidas)

Jak snímek z prezentace používané při školení ukazuje, jedná se o maximálně pohodlnou obuv určenou pro tréninkové účely. Důraz je kladen na maximální pohodlí a funkčnost. Na váhu obuvi je samozřejmě také brán zřetel, ale akcent je spíše na množství technologií zajišťující ochranu a pohodlí nohy při běhu. Z technologií používaných v této obuvi bych zmínil ty nejpodstatnější, které dělají základ každé dobré běžecké boty. Základem je Torsion systém podporující nezávislý pohyb přední a zadní části obuvi (torzní flexibilitu), ale zároveň tento pohyb limituje v anatomicky přípustných mezích čímž chrání chodidlo.



Obr.č.25 a 26: Torsion systém (prezentace adidas)

Dalšími nepostradatelnými technologiemi běžecké obuvi jsou tlumení patní části-adiprene a pružící element v přední části podešve - adiprene+. Oba materiály na bázi PolyUretanové pěny (každá s jinými příměsemi) se vkládají do plniče podešve jímž bývá většinou EtylVinylAcetát a výrazně tak zlepšují vlastnosti celé podešve, která je „gró“ celé obuvi a obsahuje 90% podstatných funkčních technologií. Tyto dva materiály se liší jak umístěním tak hlavně vlastnostmi. Adiprene je tlumící element vkládaný do laterální patní části podešve, kde pohlcuje rázy vznikající při dopadu nohy na podložku. Oproti tomu adiprene+, integrovaný ve špici obuvi, zajišťuje díky své elasticitě efektivnější odraz, jelikož díky své velké elastické deformaci funguje jako pružina. U lepších modelů (adistar, Supernova) se objevuje ve verzi FULLFOREFOOT adiprene+, kdy je integrován v celé ploše přední části chodidla, čímž se stává ještě efektivnější).



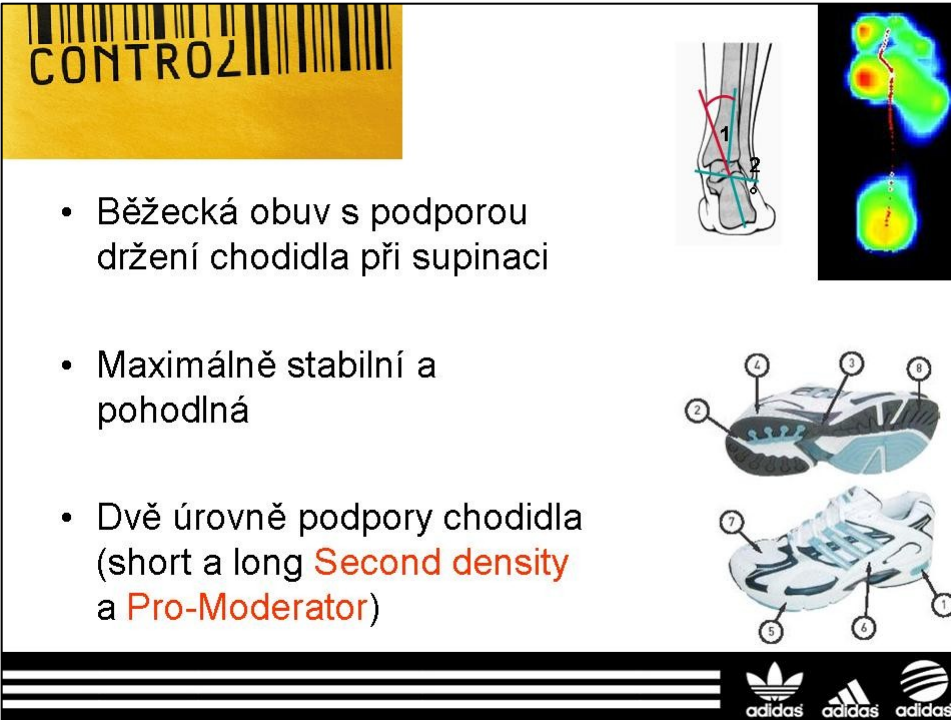
Obr.č.27 a 28: Tlumící polštářování adiprene a pružící adiprene+ (prezentace adidas)

Díky těmto a mnohým dalším technologiím a konstrukcím se obuv rodiny Cushion stala nejprodávanější běžeckou obuví firmy adidas.

Doporučuje se pro běžce jako tréninková obuv, pro svou měkkost a pohodlí je též doporučována při ochablé příčné klenbě, kde chrání exponovaná místa a supinaci (jelikož supinátorů je opravdu „zanedbatelný“ počet v této chvíli žádná z obuvnických společností nenabízí speciální model pro tento druh nášlapu).

Podle mých zkušeností se systémem footscan bych si dovolil předpovědět, že i na PIM bude toto nedoporučovanější typ obuvi.

2.4.3.2) Control – obuv s podporou pronačního nášlapu



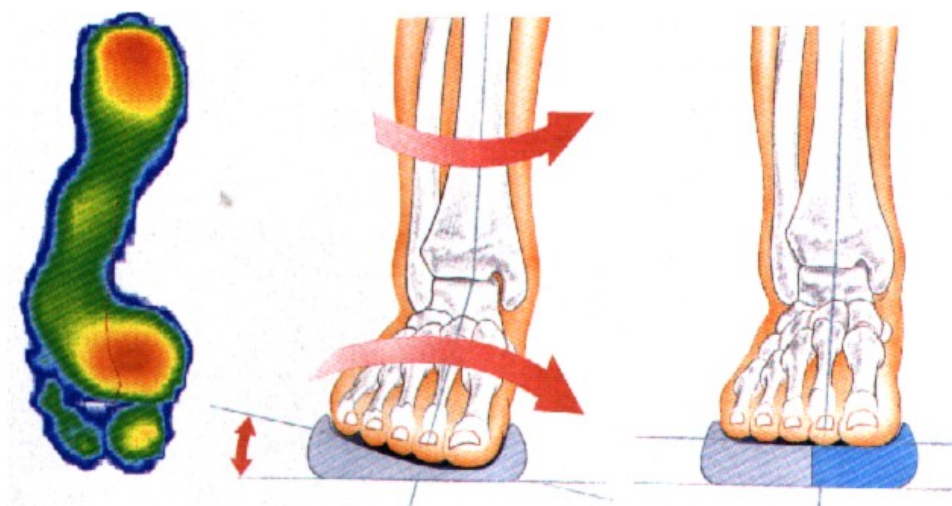
- Běžec obuv s podporou držení chodidla při supinaci
- Maximálně stabilní a pohodlná
- Dvě úrovně podpory chodidla (short a long **Second density** a **Pro-Moderator**)

Obr.č.29: Obuv Control (prezentace adidas)

Obuv této rodiny v posledních několika letech došla podstatného vývoje a nemalého zájmu běžců, jelikož do povědomí veřejnosti začaly pronikat termíny jako pronace, supinace, vnější/vnitřní nášlap atd. Mnozí běžci se začali zajímat o styl svého běhu, způsob nášlapu a tím i obuv kompenzující vady chodidel. Obuv tohoto účelu zahrnuje adidas pod označením Control, která opět obsahuje analogii modelů Adistar, Supernova, Response, Nova...

Hlavní myšlenkou této obuvi je podpora podélné klenby, správné vedení došlapu a stabilita. Tomu je uzpůsobena i konstrukce obuvi jako je jinak tvarovaná vložka se stabilnějším vedením, masivnější Torsion element zasahující v tomto případě vysoko do mediální části obuvi a hlavně Second density či Pro-Moderator konstrukce podešve.

První z těchto dvou technologií byla představena Second density (v překladu vyšší hustota). Jednalo se o první technologii pracující s podporou podélné klenby, která měla podstatu v použití dvojího základního EtylVinylAcetátového materiálu při výrobě podešve. Mediální část v šíři cca 2cm byla v tomto případě nahrazena materiálem o vyšší hustotě a tvrdosti, jež podporoval klenbu v jejím správném vyklenutí a postavení během kroku. Tato podpora se vyráběla ve dvou verzích krátké-Short Second Density a dlouhé-Long Second Density (viz.obr.č.30).



Obr.č.30: Princip technologie Second Density (prezentace adidas)

Krátká a dlouhá verze se používala z důvodu odlišných potřeb pronačně postavených chodidel s tendencí k plochonoží. Zhruba po dvou letech prodeje této kategorie obuvi se množily zprávy od uživatelů, že dlouhá Second Density v celé délce chodidla způsobuje bolesti v kloubech palcové strany a snižuje účinnost pružícího polštářování adiprene+. Dalším negativním poznatkem byl po čase velice patrný rozdíl mezi oběma materiály podešve,

jelikož jinak podléhaly „vyšlápnutí“ a byl zde patrný jejich předěl, který způsoboval otlaky nohou v těchto exponovaných místech.

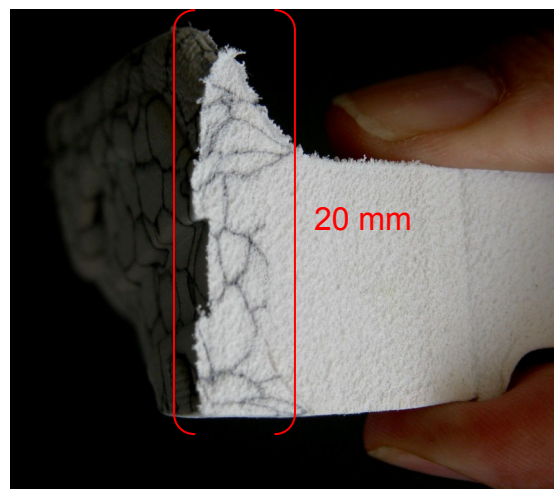
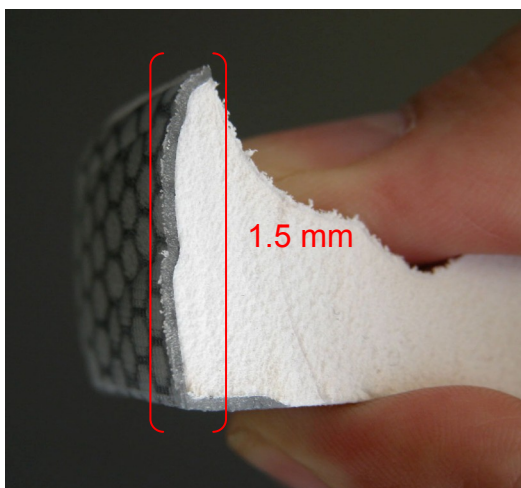


Obr.č.31 a 32: Long Second Density, Second Density – řez (prezentace adidas)

Tato technologie byla později (hlavně díky feedbacku od mnoha běžců) nahrazena novější a lépe řešenou technologií Pro-Moderator (obr.č.33). Tato konstrukce je mnohonásobně lehčí než přežitá Second Density a to díky pouze 1,5 mm tlustému filmu z velice pokročilého materiálu ThermalPolyUretan, který nahradil původně 2 cm tlustý výsek Second Density. Navíc film TPU perfektně chrání často odíranou vnitřní patu a přestal se používat v celé délce vnitřní strany podešve, ale pouze do úrovně Torsion systému (cca po nejvyšší část podélné klenby nožní).



Obr.č.33: Technologie Pro-Moderator (prezentace adidas)



Obr.č.34 a 35: Srovnání technologií Pro-Moderator a Second Density
(prezentace adidas)

Tento progres přicházel v platnost s právě prezentovanou kolekcí na PIM a s vedením firmy jsme se dohodli, že zákazníkům budeme doporučovat pouze aktuální a do budoucna potenciální Pro Moderator a to jak z hlediska vyšší technologické úrovně produktů i v zájmu nematení zákazníků více technologiemi stejného účelu. Proto se v mnou vypracovaném dotazníku objevuje i zmíněná Second Density, ale nikomu tato obuv nebyla doporučena, i když se v té době ve zbytkovém množství nacházela v prodeji většinou ve výprodejích skladových zásob za snížené ceny.

Co se cenové úrovně týče, tyto modely jsou srovnatelné s obdobnými produkty z jiné skupiny obuvi (například již zmíněný Cushion). Díky větší robustnosti a přídavným elementům se váha této obuvi pohybuje o něco výše nad pomyslným průměrem skupiny Cushion.

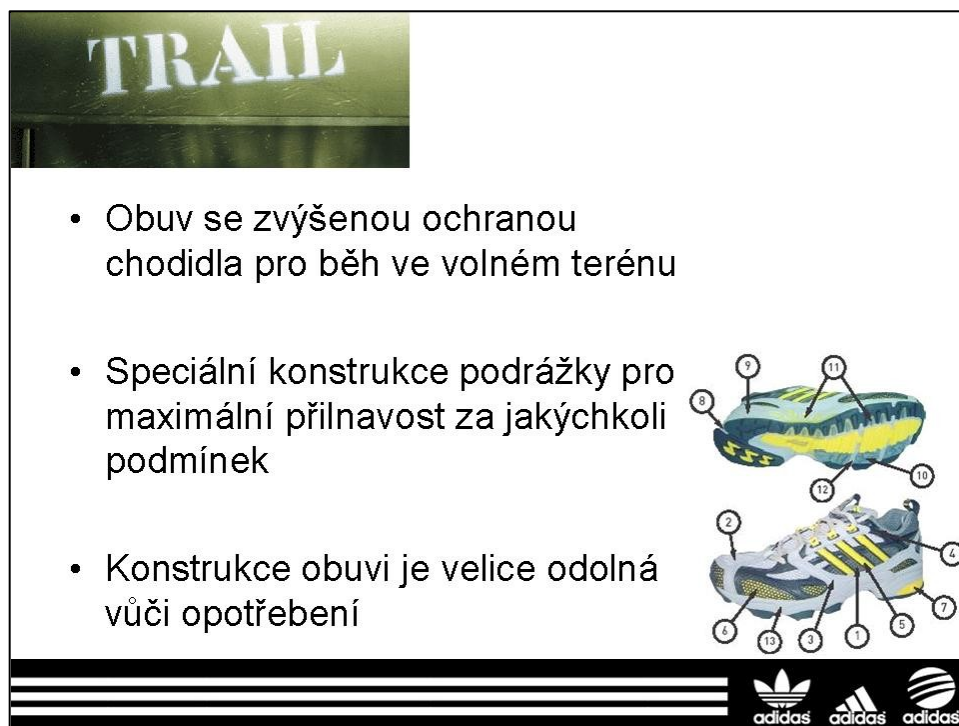
2.4.3.3) Competition – závodní výkonnostní obuv



Obr.č.36: Obuv Competition (prezentace adidas)

Obuv této kategorie je charakteristická až neuvěřitelnou lehkostí, jelikož se jedná o obuv určenou právě a jenom na vlastní závod. Akcent je tedy kladen na naprosto minimální hmotnost a maximální výkon. Díky této konstrukci obuv není tak stabilní a neposkytuje takovou podporu jako Control či pohodlí jako Cushion. Při výrobě jsou použity odlehčené, četně perforované materiály a nemůže se od této obuvi očekávat nějak extrémně dlouhá životnost. Což bývá často projevem nevole zákazníků.

2.4.3.4) Trail – běžecká obuv do terénu



Obr.č.37: Obuv Trail (prezentace adidas)

Běh v lese či na polních cestách, to je místo určení této obuvi. Vyznačuje se robustnější konstrukcí, hrubší karbonizovanou podrážkou se speciálním vzorkem, který lépe přilne na měkčím povrchu. Technologicky je obuv srovnatelná se segmentem Cushion, ale navíc často obsahuje membránu GORE-TEX, či povrchovou úpravu CLIMA PROOF odolnou vůči vodě.

Při častém běhání s touto obuví na asfaltu či jiném tvrdém povrchu dochází k rychlému opotřebení podrážky. Co se týče hmotnosti ve srovnání s ostatními kategoriemi je tato obuv relativně nejtěžší.

2.5) Nadváha a obezita

Nadváha potažmo obezita jsou stavy, kdy se v lidském těle ukládá nadměrné množství tuku. Toto ukládání je dáno nerovnováhou mezi množstvím energie přijaté potravou a energie vydané fyzickou aktivitou. Tedy i zde platí fyzikální zákony. Nespotřebovaná energie přijatá navíc se ukládá do tukových zásob. Obezita je chronické onemocnění. Na vzniku se podílejí jak faktory zevního prostředí tak faktory genetické – dědičné vlivy.

Faktory zevního prostředí se rozumí např.: sedavý způsob života, nabídka chuťově atraktivních a energeticky bohatých potravin, cenová dostupnost potravin s vysokým obsahem tuku, přejídání se vlivem zevních faktorů, nízká fyzická aktivita daná mírou mechanizace a automatizace v našem okolí. Genetické faktory ovlivňují např. energetickou účinnost, schopnost spalovat tuky, spontánní fyzickou aktivitu a preference některých chutí. Vliv na vznik obezity mají i rodinné stravovací zvyklosti (www.stob.cz)

Onemocnění se vyskytuje na celém světě a s rostoucím civilizačním pokrokem jeho výskyt výrazně stoupá. V České republice trpí asi 66 % mužů a 54 % žen v dospělém věku nadváhou nebo obezitou. Obezitou (mají index tělesné hmotnosti – BMI větší než 30) trpí 16 % mužů a 20 % žen. Varující je zvyšující se počet obézních dětí, které si nesou do budoucnosti značná zdravotní rizika. Za posledních 10 let vzrostl tento počet 2x na celkových 5 % (www.nutricare.cz).

Česká Republika se v prevalenci obezity řadí na přední místo v Evropě. Zdravotní a socioekonomické následky obezity souvisejí s častějším výskytem metabolických, kardiovaskulárních a nádorových onemocnění zejména u viscerálního typu obezity. Nezanedbatelnou úlohu sehrávající rovněž s obezitou související degenerativní onemocnění pohybového aparátu a psychické poruchy počínající sebepodceňováním a končící klinicky vyjádřeným depresivním syndromem. Zdravotní komplikace spolu se společenskou diskriminací přispívají ke zhoršené kvalitě života obézního jedince. Těžká obezita je u mladých lidí spojena s dvanáctinásobným

vzestupem mortality ve srovnání s jedinci normálních hmotností. Více než jedna třetina příčin smrti v rozvinutých zemích souvisí s obezitou.

Obezita se podílí ve vyspělých zemích na přímých zdravotních nákladech 2-8 %. Když vezmeme v úvahu nepřímé náklady související s nemocností, invaliditou a předčasnou úmrtností obézních osob, ukáže se socioekonomická závažnost obezity ještě více. (Hainer, Kunešová 1997)

Přehled nejčastějších onemocnění způsobených nadváhou (www.stob.cz):

- kardiovaskulární onemocnění- vysoký krevní tlak, ischemická choroba srdeční (angina pectoris, infarkt myokardu), aterosklerotické postižení mozkových tepen (které se může projevit jako cévní mozková příhoda), aterosklerotické postižení tepen dolních končetin
- metabolická onemocnění- cukrovka 2. typu, porušená glukózová tolerance /“náběh na cukrovku“, zvýšené hladiny tuků v krvi, zvl. LDL-cholesterolu a triglyceridů, snížená hladina HDL cholesterolu, zvýšená hladina kyseliny močové v krvi (která se může projevit dnou)
- žlučnickové kameny, kýly, nádory tlustého střeva
- gynekologická onemocnění, infertilita, nádory prsu a dělohy, prostaty
- poruchy spánku, syndrom spánkové apnoe, psychické poruchy
- v neposlední řadě přetížení pohybového aparátu – zejména kyčelních a kolenních kloubů (arthrosa) a klenby chodidel

2.5.1) BMI – Body Mass Index

Index tělesné hmotnosti, obvykle označovaný zkratkou BMI (z anglického Body Mass Index) je číslo používané jako měřítko nadváhy či obezity, umožňující statistické porovnávání lidí s různou výškou. Index se spočítá vydělením hmotnosti daného člověka druhou mocninou jeho výšky:

$$\text{BMI} = \left(\frac{m[\text{kg}]}{v^2[\text{m}]} \right)$$

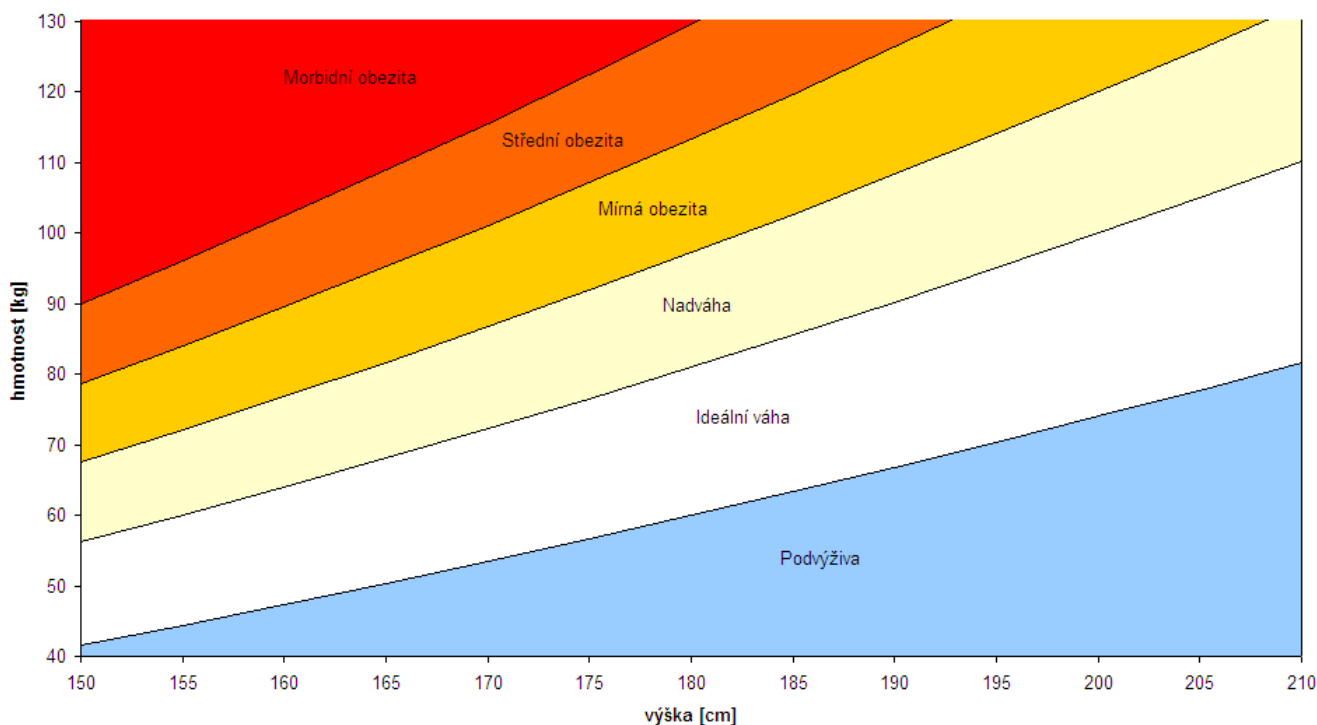
Do tohoto vzorečku se dosazuje hmotnost v kilogramech a výška v metrech a výsledná jednotka kg/m^2 se vynechává. Jedná se tedy o bezrozměrný index.

Index tělesné hmotnosti vytvořil někdy v letech 1830–1850 belgický vzdělanec Adolphe Quetelet při práci na svém systému „sociální fyziky“, proto se BMI někdy označuje také jako Queteletův index.

Při BMI 25 kg/m^2 se jedná o nadváhu a při BMI 30 kg/m^2 a více hovoříme o obezitě, více následující tabulka:

Méně než 18,5 - podváha
18,5-24,9 - normální váha
25,0-29,9 - nadváha / preobezita
30,0-34,9 - obezita I.stupně
35,0-39,9 - obezita II.stupně
40,0 a více - obezita III. Stupně

K určení BMI lze také použít například následující grafický diagram založený na stejném výpočtu:



Obr.č.38: Grafický diagram BMI s rozlišením jednotlivých fází obezity
(převzato z www.nutricare.cz)

2.5.2) Procento tělesného tuku (bioimpedance)

Ve srovnání s klasifikací podle BMI má procento tělesného tuku větší vypovídací schopnost a je těsněji spjata se zdravotními riziky provázejícími obezitu (Deurenberg et al, 1998; Deurenberg-Yap et al., 2003). Z toho vychází zvýšený zájem odborníků i veřejnosti o měření tělesného tuku. Pomocí procenta tělesného tuku je nejčastěji definována nadváha jako 25% u mužů a 30% u žen (Segal et al, 1988; Heath et al, 1998; Piers et al, 2000; Deurenberg-Yap et al, 2003). Normální obsah tukové tkáně v těle představuje u mužů 10-25% a u žen 18-30% (Hainer, Kunešová, 1997).

K zjišťování tělesného složení existuje řada metod. Vysoce sofistikované referenční metody, jako je hydrodenzitometrie, isotopová diluční metoda, duální rentgenová absorpciometrie a metoda měření celkového tělesného draslíku, je třeba provádět ve specializovaných laboratořích s nákladným vybavením a kvalifikovaným personálem. Tyto

metody slouží jako standardy pro hodnocení validity metod založených na jiných principech.

Pro využití v terénu, v klinické praxi a v epidemiologických studiích jsou pro stanovení procenta tělesného tuku nejčastěji využívány dvě metody, a to metoda měření tloušťky kožních řas kaliperem a bioimpedanční metoda. Pomocí měření tloušťky kožních řas je odhadováno pouze množství podkožního tuku, a tak může docházet k nepřesnostem vzhledem k interindividuální variabilitě v distribuci tuku. Další nevýhodou této metody je potřeba pečlivého zácviku osoby, která provádí měření. Navíc pravděpodobnost chyby způsobené osobou provádějící měření se zvyšuje u extrémně vysokých či nízkých hodnot.

Bioimpedanční metoda byla zvolena z důvodu její spolehlivé reprodukovatelnosti vzhledem k nízké pravděpodobnosti chyby způsobené obsluhou přístroje, snadné realizovatelnosti v terénu, rychlosti vyšetření a možnosti získání širšího množství informací o tělesném složení ve srovnání s metodou měření tloušťky kožních řas.

Bioimpedanční metoda vychází z měření odporu, které tělo klade procházejícímu elektrickému proudu nízké intenzity a s vysokou frekvencí. Tukuprostá hmota, která obsahuje velké množství vody a elektrolytů, je dobrým elektrickým vodičem, naproti tomu tělesný tuk s malým obsahem vody je špatným elektrickým vodičem. Čím je tedy větší podíl vody a tukuprosté hmoty, tím menší odpor je kladen elektrickému proudu a tím jsou nižší hodnoty impedance (Lukaski et al, 1985).

Biologickou impedanci můžeme definovat jako vektor, skládající se ze dvou složek, tj. elektrický odpor neboli rezistence (R) měřený v ohmech a složku reaktance (X_c), vyjadřující kapacitu odporu, která je dána hustotou buněk (www.stob.cz).



Obr.č.39: Bioimpedanční váha TANITA (foto z vlastního měření)

Bioimpedanční metoda s bipedálním uspořádáním elektrod (přístroj TANITA) bude použita pro naše měření. Bioimpedance je zde měřena simultánně s tělesnou hmotností (což je hlavně z praktického hlediska nesporná výhoda), přičemž měřená osoba stojí bosýma nohama na elektrodách, zabudovaných ve váze. Tělesný odpor je zde měřen pouze přes dolní polovinu těla.

3) Cíle a hypotézy

Hlavním cílem této diplomové práce je nalézt vztah mezi stavem klenby nožní a nadváhou měřenou pomocí bioimpedance a indexem BMI u návštěvníků PIM. Jako dílčí cíl se pokusím stanovit vztah mezi těmito dvěma metodami indikující nadváhu. Dalším cílem je nalézt vztah mezi výsledky těchto dvou měření a četností sportování, kterou testované osoby uvedly v dotazníku.

Podstatou je měření dynamickou formou pomocí tenzometrické desky Footscan a pomocné měření bioimpedanční váhou Tanita. V souvislosti s tímto měřením předkládám těchto 5 hypotéz:

Hypotéza č. 1: Znatelně se prokáže závislost mezi nadváhou a stavem klenby nožní.

Hypotéza č. 2: Vzhledem ke sportovně orientované akci, během které bylo měření prováděno, nepřesáhne průměrné procento tuku v těle ani index BMI testovaných osob hraniční hodnoty nadváhy.

Hypotéza č. 3: Bude existovat významná korelace mezi oběma metodami indikujícími nadváhu (metodou bioimpedance a BMI).

Hypotéza č. 4: Na základě hodnot BMI a výsledků z měření bioimpedance se prokáže nepřímá úměrnost mezi těmito hodnotami a četností sportování, jak bylo zjištěno v dotazníku.

Hypotéza č. 5: Dle obecného trendu a předchozích měření systémem Footscan bude u více než 50% měřených zjištěna pronace, oproti tomu supinace se neprokáže ani u 10% návštěvníků PIM. Nejdoporučovanějším typem obuvi se stane Cushion.

4) Metodologie výzkumu

4.1) Charakteristika diplomové práce

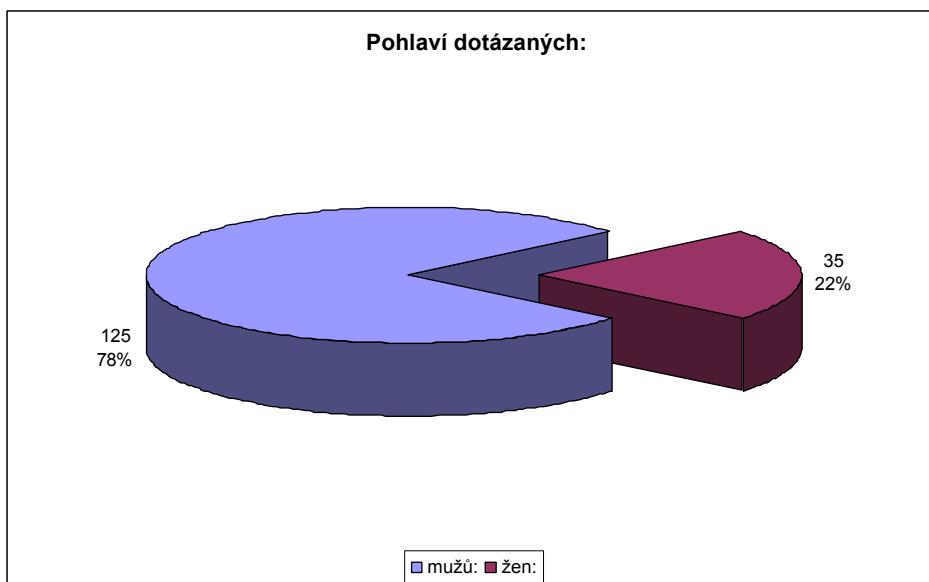
Tato diplomová práce by se dala charakterizovat jako dobrovolná sonda návštěvníků PIM co se týče stavu nohou a s tím souvisejících vad a dysfunkcí. Tato sonda a její výsledky jsou podloženy naměřenými a vyhodnocenými daty. Jak bylo řečeno, účast testovaných byla naprosto dobrovolná bez jakéhokoli stimulu z naší strany, čemuž také odpovídá skladba testovaného vzorku, který nebyl reprezentativním souborem populace a výsledky této práce tedy nemohou být jednoduše zobecnitelné.

4.2) Charakteristika testovaného souboru

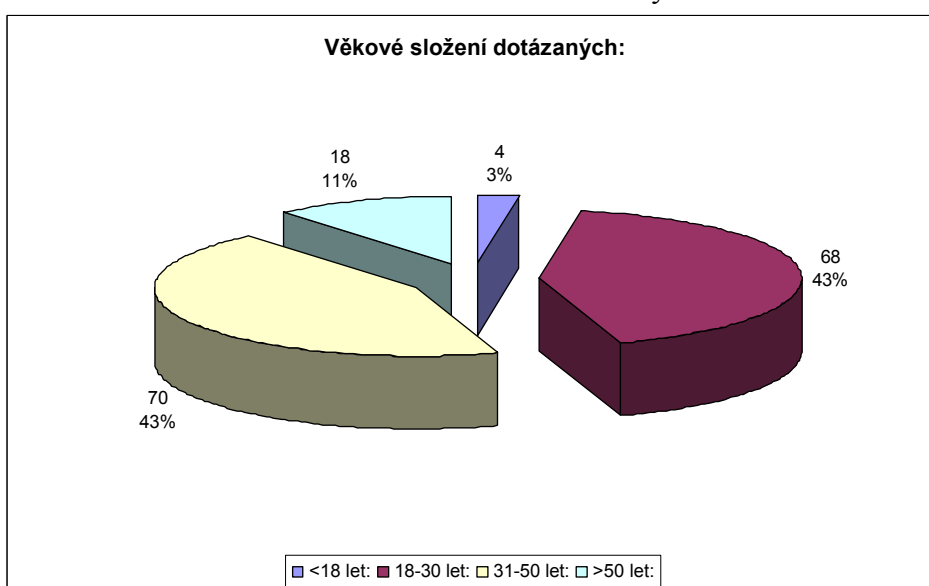
Celé procedury se zúčastnilo celkem 160 subjektů, u kterých proběhlo měření a vyhodnocení se všemi náležitostmi, jak je popsáno v následující kapitole. Měření bylo naprosto dobrovolné a oslovení byli pouze jedinci s evidentním zájmem o běh a danou problematiku, u kterých se tato akce setkala s neuvěřitelnou odezvou a nezdálo se, že jedna takováto konzultace trvala i více než 30min. Tito jedinci byli snadno identifikovatelní díky svému ošacení, jelikož akce probíhala v období konání maratonských běhů.

Důležité je také zmínit, že se této příležitosti dozvědět se něco o svém těle a odejít s podloženým doporučením na „optimální“ obuv zúčastnilo i nemalé procento návštěvníků z ciziny. O to více platí co je popsáno v bodu 4.1). Sondy se dle hrubého odhadu zúčastnilo cca 25% cizinců a s politováním lze říci, že jejich zájem se zúčastnit tohoto měření byl ještě větší.

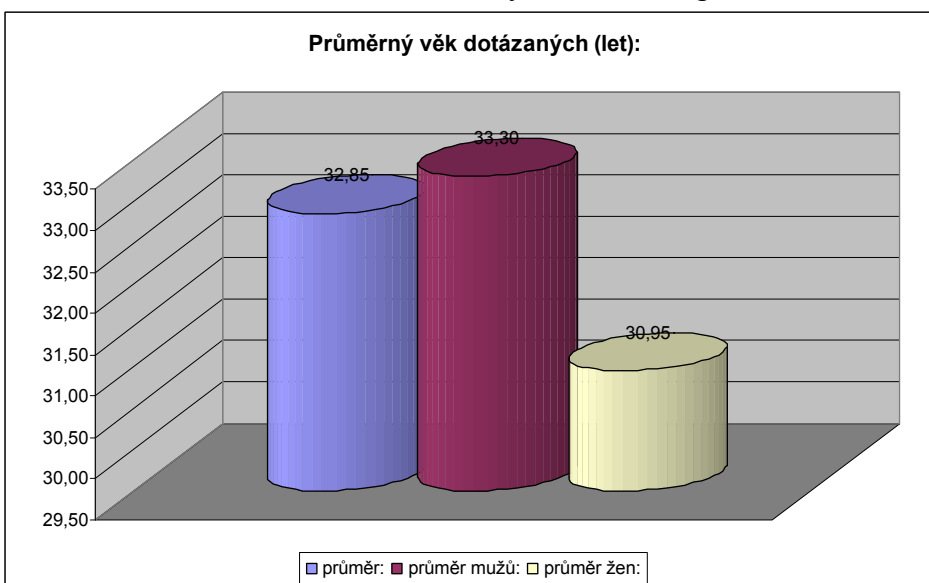
Nyní více k testovanému vzorku 160ti jedinců. Je nutné zde zmínit, že ne všichni dotázaní byli svolní udat svůj věk, což je zvláště u ženského pohlaví pochopitelné. Z tohoto důvodu bylo zjištěno alespoň věkové rozmezí (viz graf.č.2). Z vyplněných a zpracovaných dotazníků vyplývají tyto údaje (viz grafy na následující straně):



Graf č.1: Pohlaví dotázaných



Graf č.2: Věkové složení dotázaných dle kategorií v dotazníku



Graf č.3: Průměrný věk dotázaných (se směr. odchylkou 11,72 let)

4.3) Popis průběhu měření

Měření probíhalo v prostorách maratonského expo na dolní části Václavského Náměstí – Na Můstku. V této veliké, pro tuto akci zbudované hale, jsme jako hlavní sponzor měli vyhrazenou polovinu celých prostor. V polovině byl k vidění aktuální běžecký textil a v druhé, kde byla botová stěna s aktuálními modely byl vyhrazen prostor pro footscan a ostatní měření. Pro lepší představu uvádím foto z vlastní akce.



Obr.č.40: Fotografie z průběhu PIM – Maratonské expo

Po celé šířce stanu (cca 20m) byl instalován pruh koberce široký 1m v jehož dvou třetinách se nacházel vlastní footscan. V rámci možností tak bylo dosaženo co nejoptimálnějších podmínek, aby návštěvníci mohli vyvinout co nejpřirozenější běh a došlap na desku footscanu, což je pro správnou diagnózu nezbytné. Bylo dbáno na to, aby došlap na desku probíhal přes patu, což hlavně u vyspělých běžců bývalo problémem, jelikož většinou běhají přes přední část chodidla. Měřeny byly samozřejmě obě končetiny a při jakékoli pochybnosti se měření opakovalo.

Pro názornost a v neposlední řadě i propagaci a přilákání návštěvníků expa byla nad jejich hlavami instalována rozměrná plazmová obrazovka přenášející obraz z obslužného laptopu.

Digitální bioimpedanční váha Tanita byla instalována vlevo od pultu s laptopem a měřidlo výšky dobrovolníků bylo nalepeno na opačné straně na jednom z podpěrných sloupů (viz.obr.č.39).

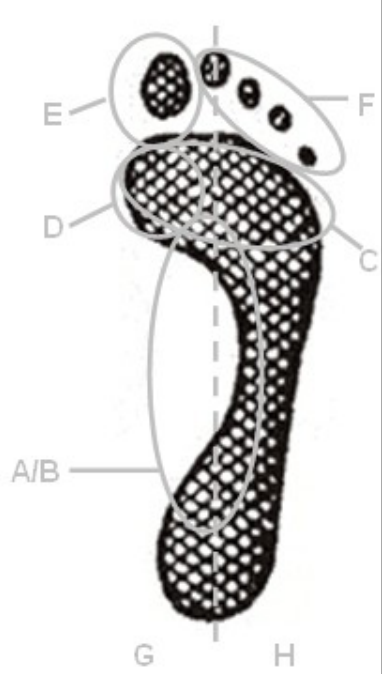
Celé měření probíhalo v této posloupnosti: Nejdříve byl návštěvník osloven a vysvětlen mu účel tohoto oddělení maratonského expa. Poté byl dotázán, zda-li se nechce zúčastnit této sondy. Jestliže byla odpověď záporná byl s ním konzultován jakýkoli dotaz ohledně vybavení značky adidas a případně v jeho zájmu pořízen snímek footscanu s následným krátkým zhodnocením.

V případě kladné odpovědi s ním byla vyplněna většina první a druhé části (osobní data a anamnéza) k tomuto účelu vytvořeného dotazníku (viz. příloha 1). Tento proces získávání dat většinou vykazoval známky rozhovoru s průběžným doplněním jednotlivých bodů dotazníku. Poté byl návštěvník vyzván, aby si na k tomu určeném místě odložil obutí a případně i jiné svršky, které by mu překážely k vyvinutí přirozeného běhu. Následovala hlavní část dynamického měření – přirozený přeběh a došlap vždy jednou nohou na desku footscanu. Tato fáze byla v případě potřeby (rozmazaný snímek, došlap přes špičku, atd...) opakována. Po získání snímků obou chodidel se návštěvník přesunul ke stanovišti s měřidlem výšky a bioimpedanční váhou, kde byla změřena jeho tělesná výška a po odložení ponožek následovalo nastavení

bioimpedanční váhy dle pohlaví a právě zjištěné výšky. Následovalo vážení v kombinaci s měřením obsahu tělesného tuku pomocí bioimpedance. Během toho, co se zákazník znovu obouval byly zanalyzovány výsledky a doplněny do dotazníku. Poté následoval rozbor naměřených výsledků a snímků footscanu, kde byl pro názornost používán obr.č.41, jež je obsahem zmíněného dotazníku a rychlé vyplnění „Výsledků z analýzy pomocí footscan systém“ jež je přílohou č.2, kterou si zákazník jako resumé celé procedury odnáší s sebou.

Zde je nutno zmínit a poděkovat všem kolegům, kteří mi během trvání celého expa vydatně pomáhali a bez jejichž pomoci bych tak náročnou proceduru plnou vyplňování a neustálé komunikace s návštěvníky nebyl schopen sám zvládnout. Důležité je však říci, že veškeré zhodnocení ať snímků footscanu, postoje či dalších vad jako Hallux vagus jsem vždy prováděl sám a to z důvodu co největší objektivity měření, jež by se zainteresováním každé další osoby rapidně snižovala. Přesto všem kolegům patří můj velký dík.

3.1) VÝSLEDKY ANALÝZY POMOCÍ FOOTSCANU :	
A) PODÉLNĚ PLOCHÁ NOHA	<input type="radio"/> SILNĚ <input type="radio"/> MÍRNĚ <input type="radio"/> NE
B) VYSOKÁ KLENBA	<input type="radio"/> SILNĚ <input type="radio"/> MÍRNĚ <input type="radio"/> NE
C) PŘÍČNĚ PLOCHÁ NOHA	<input type="radio"/> SILNĚ <input type="radio"/> MÍRNĚ <input type="radio"/> NE
D) HALLUX VALGUS	<input type="radio"/> ANO <input type="radio"/> NE
E) DEFORMOVANÝ PALEC	<input type="radio"/> ANO <input type="radio"/> NE
F) KLADÍVKOVITÉ PRSTY	<input type="radio"/> ANO <input type="radio"/> NE
G) PRONACE	<input type="radio"/> SILNĚ <input type="radio"/> MÍRNĚ <input type="radio"/> NE
H) SUPINACE	<input type="radio"/> SILNĚ <input type="radio"/> MÍRNĚ <input type="radio"/> NE
3.2) DOPORUČENÝ TYP OBUVI	<input type="radio"/> JAKÝKOLIV <input type="radio"/> CUSHION <input type="radio"/> PRO MODERATOR, SHORT SECOND DENSITY <input type="radio"/> LONG SECOND DENSITY



Obr.č. 41: Schéma z dotazníku používané pro vysvětlení jednotlivých vad a disfunkcí chodidel návštěvníkům.

4.4) Měřicí zařízení

Pro naměření nezbytných dat byl použit měřicí systém Footscan od firmy RSscan International (Belgie). Celý systém je tvořen snímací deskou a obslužně analytickým softwarem. Tento systém je majetkem firmy adidas, které děkuji za možnost jej použít při mé diplomové práci.

Pomocným měřicím zařízením byla bioimpedanční váha Tanita TBF-551 zapůjčená na FTVS, jejíž zapůjčení si také velice cením.

4.4.1) Charakteristika měřicího zařízení

Pro účely měření byla použita snímací deska o rozměrech 400 x 500 mm se softwarem vyvinutým speciálně pro potřeby firmy adidas – adidas USB 2.0 Footscan system. Z názvu vyplývá, že připojení k PC je zajištěno přímo přes rozhraní USB, z něhož je také celá deska napájena. Je to bezesporu pokrok, neboť ještě nedávno používaná verze footscanu používala převodní interface 2D-box Footscan system propojeného s PC pomocí standardního PS2 rozhraní s externím napájením. Nutno poznamenat, že tato verze byla značně poruchovější a často způsobovala restart či „vymrzání“ obslužného PC.

Snímací desku tvoří soustava čidel tlaku, které jsou uspořádány do rastru o hustotě čtyř snímačů na cm^2 . Snímače jsou pokryty speciálním gelem na bázi polymeru, fyzikálním principem celé snímací desky je piezoelektrický jev, tedy změna napětí v reakci na mechanické zatížení.

Footscan systém umožňuje měření a analýzu dynamického zatížení v rozmezí od $0,25 \text{ N/cm}^2$ do 125 N/cm^2 . Mimo to tento systém umožňuje grafické zobrazení trajektorie COP (Centre Of Pressure – viz. kapitola 2.3.3) str. 45) v průběhu celého kroku. Naměřené časové průběhy zatížení (tlaků) vyvolaných při dynamickém zatížení chodidla umožňuje software názorně graficky zobrazovat za pomoci barevné škály odpovídající danému tlaku.

Tento software také umožňuje diagnostické hodnocení dynamického otisku chodidla, velikost kontaktní plochy a nalezení a proložení osy chodidla v předozadním smyslu.

Jedinou slabší stránkou tohoto softwaru jsou slabé diagnostické vyhodnocení, které je téměř nepoužitelné a závisí tak na znalostech, zkušenostech a schopnostech obsluhy a nemožnost jakéhokoli exportu jak naměřených dat či vlastních snímků. Toto muselo být prováděno externí aplikací.

4.4.2) Nastavení měřícího zařízení

Snímací deska byla nastavena tak, aby při prvním kontaktu nohy s deskou došlo k zahájení sběru dat. Systém byl nejprve manuálně aktivován v počítači a získávání dat začalo poté, co síla působící na snímací desku překročila prahovou úroveň. Jelikož prahová úroveň (úroveň měřeného signálu nutného pro spuštění měření) byla nastavena na nulu, získávání dat začalo ihned po úvodním kontaktu nohy se snímací deskou. Snímkovací frekvence byla 300 Hz což je nejvyšší možná úroveň daného zařízení.

Co se týče pomocného měřícího zařízení – Bioimpedanční váhy Tanita TBF-551, nastavení probíhalo v těchto bodech

- pohlaví
- naměřená tělesná výška
- věk (získaný při vyplňování dotazníku)
- dítě / dospělý (vzhledem k věku návštěvníků PIM to byla vždy druhá varianta)

4.4.3) Technická data měřicího zařízení

Uvedená technická data pro Footscan systém jsou čerpána z Software user manual:

- Velikost snímací desky : 400 x 500 mm
- Snímatelné rozmezí : 0,25 – 125 N/cm²
- Snímací frekvence : 300 Hz
- Uspořádání a počet řádků snímačů : 64 x 64
- Celkový počet snímačů : 4096
- Velikost senzoru : 5 x 7 mm
- Rozlišovací schopnost : 4 senzory / cm²
- Maximální hodnota jednoho pixelu : 255
- Hmotnost snímací desky : 3,2 kg

Následují data získaná z manuálu pomocného měřicího zařízení Tanita TBF-551:

- Maximální zatížení : 140 kg
- Přesnost měření váhy : 0,1 kg
- Přesnost měření procenta tukové tkáně : 0,1 %
- Maximální příkon : 60 mA
- Měřicí napětí : 50 kHz, 500 μ A

4.5) Metodika získávání dat

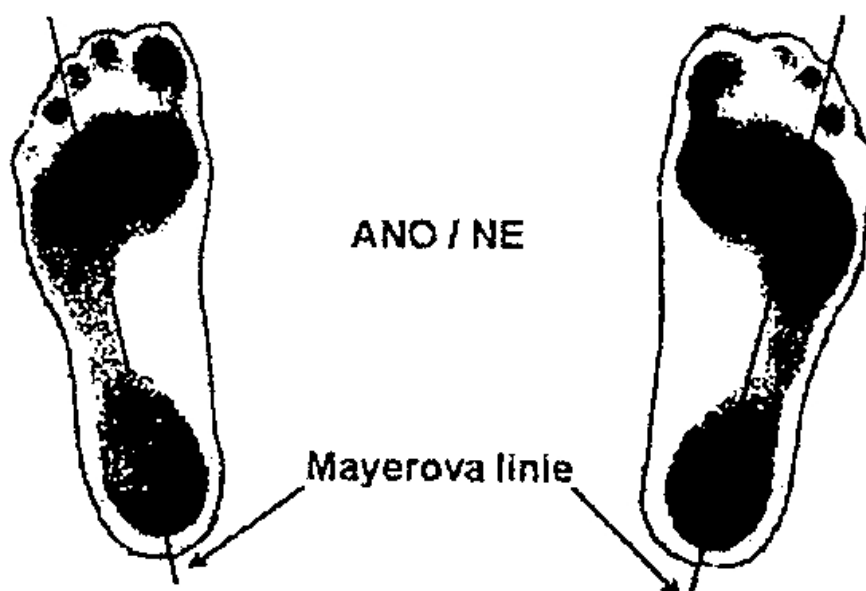
Získané tlakové otisky obou nohou, kde software automaticky proložil osu otisku chodidla a COP, byly podrobeny analýze s ohledem na body 3.1) A,B,C,D,G,H v dotazníku (příloha 1) a u bodů E,F bylo významně přihlíženo ke stavu nohou co se vizuálního vjemu týče, jakož samozřejmě i v průběhu celého měření, kdy jsem sledoval styl chůze a běhu testovaného. Zaměřil jsem se na postavení jednotlivých segmentů nohy vzájemně i jako celku, osu danou achillovou šlachou a různé jiné deformity. Jelikož toto všechno probíhalo za

dialogu, kladl jsem otázky na citlivá místa na otlaky, při jaké činnosti nejvíce vznikají. Jaký sport dotyčný pěstuje a jak často se mu věnuje. Byla-li v minulosti nějaká zranění atd. (viz Příloha 1-Dotazník). Snažil jsem se získat co nejkomplexnější profil testované osoby.

Při vlastní analýze pořízených snímků jsem nejvíce postupoval podle Mayerovy a Godunovy metody (Purgarič, 1994), která je snadno aplikovatelná na osu prokládanou softwarem footscanu (viz obr.č.44) do vlastního snímku a podle vlastních zkušeností získaných více než dvouletým používáním tohoto systému. Pro srovnání uvádím obě metody, kterými lze dojít k obdobným výsledkům.

Hodnocení otisku plosky nohy Mayerovou metodou (Purgarič, 1994)

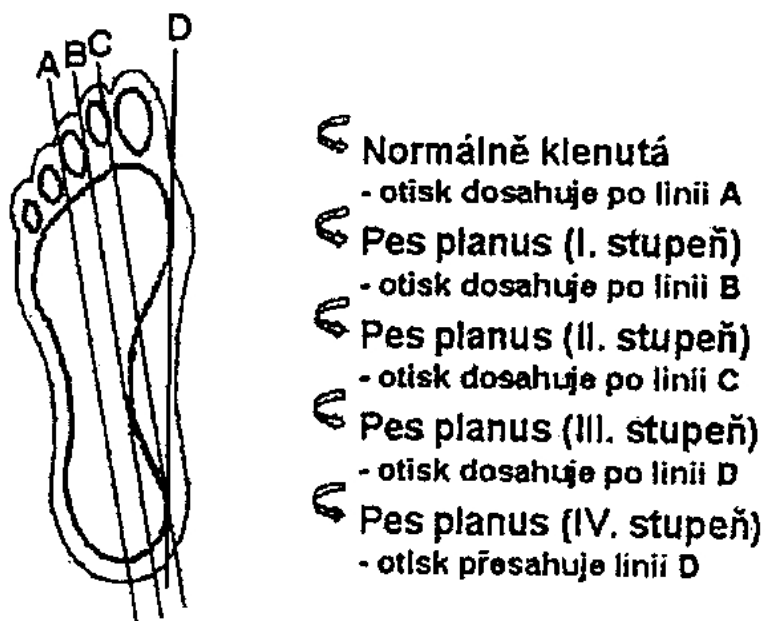
Podle Mayerovy metody je na nejširší části otisku paty určen střed, který je přímkou spojen s vnitřním okrajem otisku čtvrtého prstu. Takto získaná „Mayerova linie“ slouží k hodnocení plochonoží (viz.obr.č.42). Pokud šíře otisku střední části nohy tuto linii překrývá na vnitřní straně, jde o sníženou podélnou klenbu nohy.



Obr.č.42: Hodnocení otisku nohy Mayerovou metodou (Purgarič, 1994)

Hodnocení otisku plosky nohy metodou dle Godunova (Purgarič, 1994)

Hodnocení dle Godunova, jak jej uvádí Purgarič, vychází ze základní linie otisku, kterou představuje spojnice zadního okraje paty a středu mezery mezi 3. a 4. prstem (linie A). Linie C je rovnoběžná s linií A, je vedena z nejmediálnějšího okraje paty, line B je vedena jako rovnoběžka v poloviční vzdálenosti mezi liniemi A a C. Linie D je spojnici nejmediálnějších bodů paty a přední části nohy (mediální tečna otisku). Hodnotí se střední část otisku (viz.obr.č.43). Dosahuje-li otisk po linii A, nejde o pokles klenby, dosahuje-li mezi linii A a B, jde o 1. stupeň ploché nohy, mezi B a C, jde o 2.stupeň, mezi C a D, jde o 3.stupeň a přesahuje-li linii D, jde o 4.stupeň plochonoží.

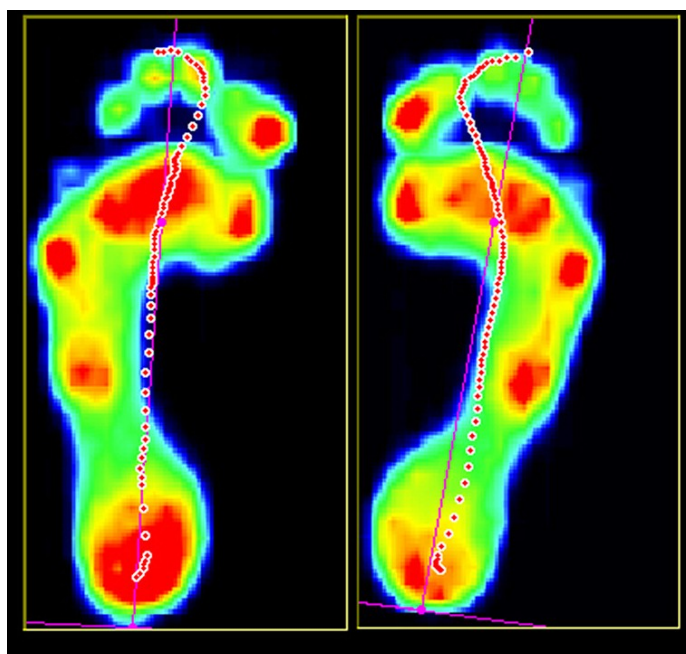


Obr.č.43: Hodnocení otisku dle Godunova (Purgarič, 1994)

Ve vytvořeném dotazníku (viz. příloha 1), je pro účel této sondy tak jemné škálování s ohledem na plochonoží zbytečné a pro návštěvníka PIM by bylo matoucí. Proto v bodu 3.1 A) jsou jen dva stupně škálování ploché nohy – mírně a silně. Přičemž první stupeň odpovídá linii C u Godunova, otisky přesahující tuto linii byly označeny jako silně plochá noha.

Jelikož obslužný software neumožňuje rozdělení otisku na jednotlivé předdefinované části (většinou jich bývá 6) a transport dat přímo v číselném formátu, celá analýza probíhala pouze na základě pořízeného snímku vlastním posudkem, kde jsem se snažil být maximálně objektivní. Zde bych podotkl mé zkušenosti s tímto měřením, jelikož s footscanem pracuji přes dva roky a troufám si říci, že jsem provedl více jak tisíc obdobných měření. V zájmu objektivity, jak již bylo zmíněno jsem pořízené snímky hodnotil vždy sám. Při posuzování jsem se zaměřoval na oblasti jak je naznačeno na obr.č.41 na straně 75. Výsledkem tohoto posudku byla škála dvou až tří variant dle dotazníku (Příloha 1).

Dotazníky byly po skončení celé akce statisticky zpracovány v programu MS Excel (výsledný soubor naleznete na přiloženém CD), tak jako jednotlivé snímky všech 160 měřených jedinců. Jelikož jsem zmínil, že obslužný software nemá možnost přímého exportu pořízených snímků, byl tento export proveden externí aplikací HyperSnap DX Pro 3.26, který po stisknutí klávesové zkratky na pozadí celého procesu pořídil snímek vybrané oblasti s tlakovým otiskem obou nohou v rozlišení 760x720 pixelů, což je pro čitelnost snímku naprosto dostačující (viz.obr.č.44).



Obr.č.44: Tlakový snímek chodidla pořízený footscanem po exportu pomocí programu Hypersnap DX Pro (fialová přímka - osa chodidla, červené body – COP)

Další sadou dat byly výsledné hodnoty z měření tělesné výšky, váhy a procenta tuku, jež byly zapsány do dotazníku (příloha 1) tak do výsledků analýzy, kterou si návštěvník odnesl s sebou jako přehled o provedeném měření (příloha 2), kde k jednotlivým bodům přísluší i podrobnější popis jednotlivých pojmů. Taktéž tato data byla exportována do MS Excel a následně statisticky zpracována.

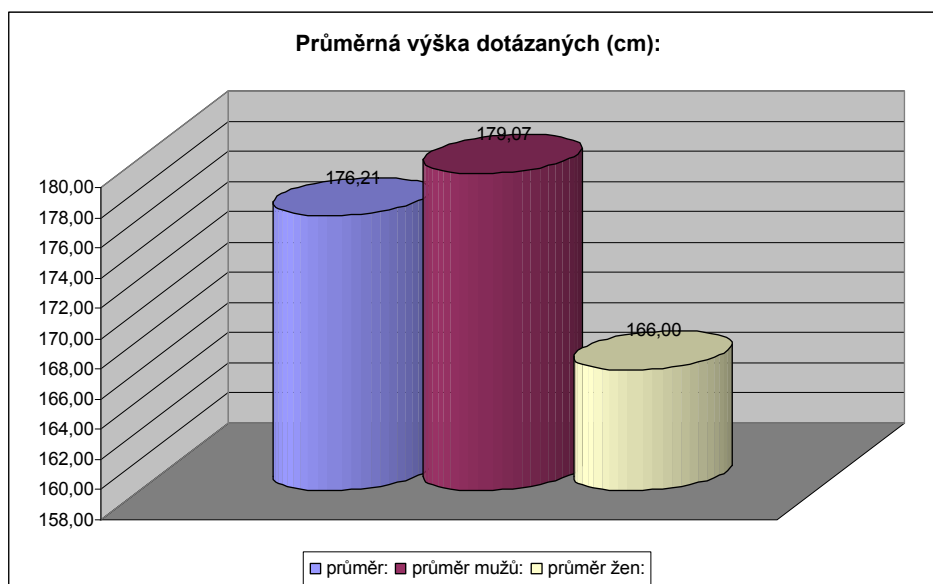
Třetí skupinou dat jsou data osobního charakteru, která jsou zahrnuta v části dotazníku nazvaného anamnéza (viz. Příloha 1, body 2.1) až 2.9)), která byla z vyplněných dotazníků rovněž zpracována v MS Excel.

5) Výsledky

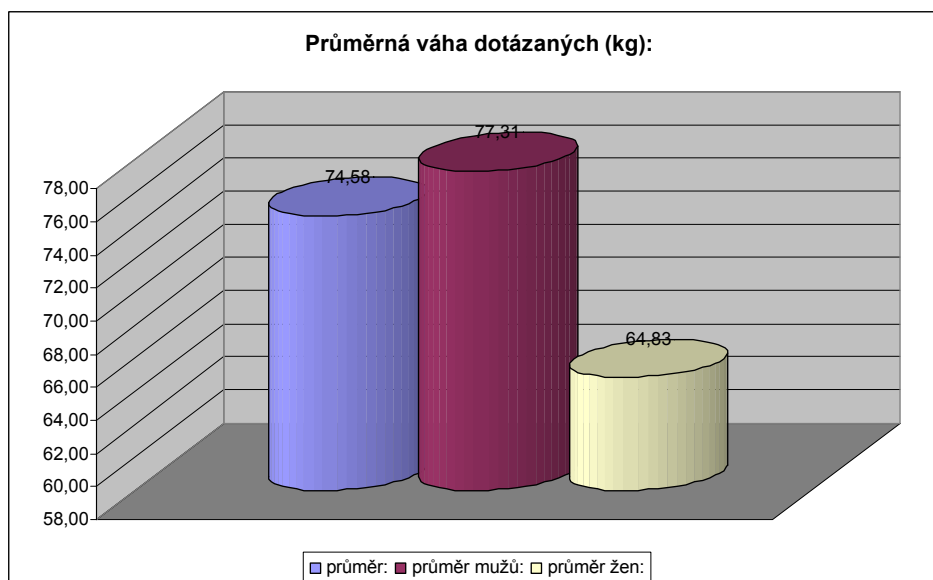
V této kapitole jsou prezentovány výsledky celé této diplomové práce na základě zpracovaných měření. Jak bylo řečeno měření se podrobilo 160 jedinců, o složení této skupiny návštěvníků PIM bylo napsáno již v kapitole 4.2), z těchto výsledků vyplývá, že větší zájem o tuto akci projevilo mužské pohlaví a to v poměru 78% (125 osob) ku 22% (35 osob) ženské části návštěvnictva (viz.graf.č.1 na str.72).

Co se stáří týče, průměrný věk testovaných byl 32,85 let (muži 33,3, ženy 30,95) viz graf č.2. Na grafu č.3 můžeme vidět počty návštěvníků dle jednotlivých věkových kategorií, jak byly prezentovány v dotazníku (Příloha 1). Nejvíce jsou dle očekávání zastoupeny věkové kategorie 18-30 let – 43% - 68 návštěvníků a 31-50 let – 43,5% - 70 návštěvníků. Tyto informace byly do dotazníku zahrnuty na žádost firmy adidas a mimo jiné poslouží též pro interní potřeby firmy.

Dalšími výsledky jsou data o tělesných proporcích, které názorně ukazují graf č.4 – tělesná výška (průměr 166cm, muži 179cm, ženy 166cm) a obr.č.5 – tělesná váha (průměr 75kg, muži 77kg, ženy 65kg).



Graf č.4: Průměrná tělesná výška dotázaných (směr.odchylka 9,38cm)

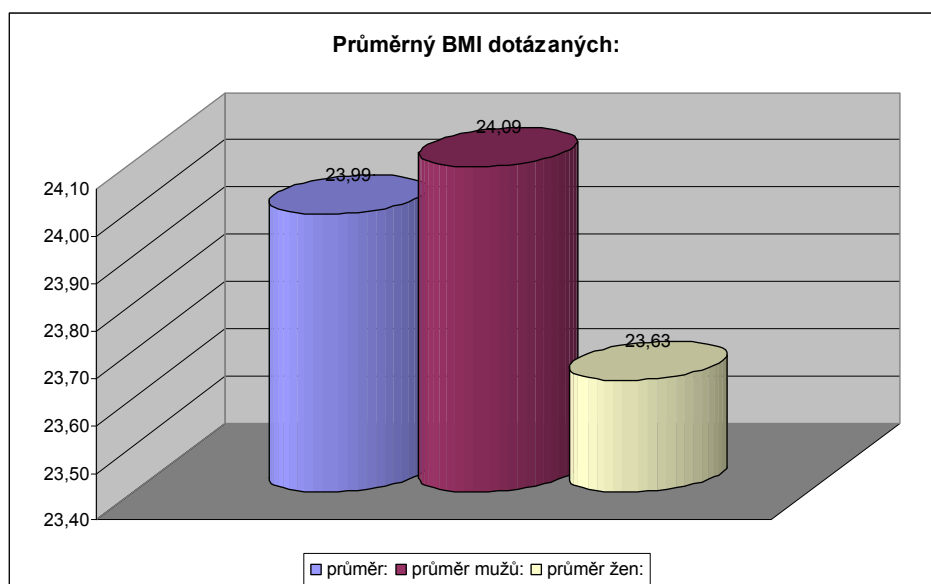


Graf č.5: Tělesná váha dotázaných (směr.odchylka 12,59 kg)

5.1) Výsledky měření BMI a procent tuku dle bioimpedance (BIM)

Dalším bezesporu velice zajímavým údajem jsou výsledky výpočtu BMI (viz kapitola 2.5.1)). Tento údaj udává poměr tělesné výšky k váze, ve stejné kapitole najdeme také hraniční hodnoty pro nadváhu, preobezitu, obezitu... Pro první stupeň je hraniční hodnota 25. Jak v porovnání s touto hodnotu vycházejí naměřené hodnoty je patrné na grafu č.6. Jak je ve zmíněné

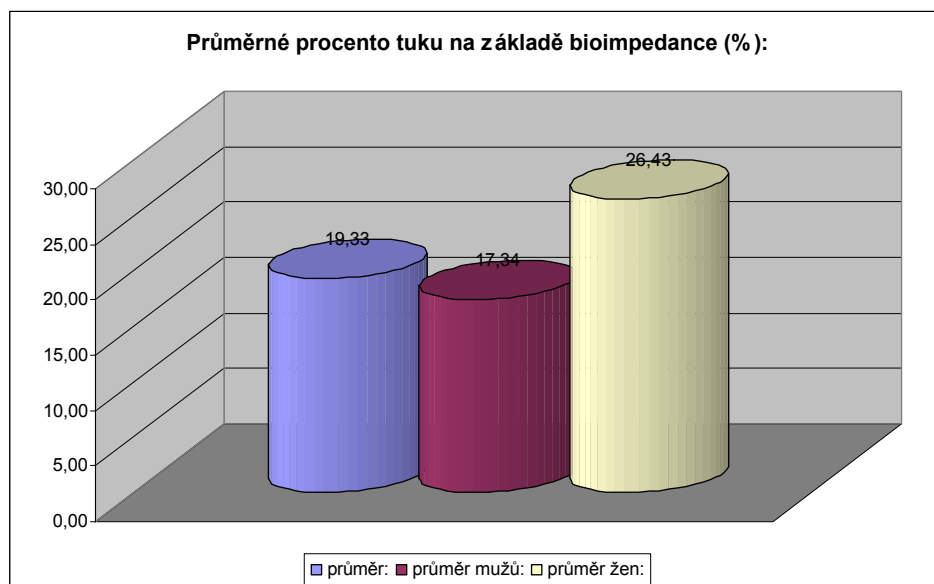
kapitole uvedeno, tato hodnota nedosahuje takových výpovědních hodnot a doporučuje se kombinovat ještě s jinou metodou, např. kožní kaliperace nebo, jako v našem případě, s bioimpedančním měřením.



Graf č.6: Průměrné hodnoty BMI u testovaných osob (směr.odchylka 3,56)

Z uvedeného grafu je patrné, že průměrná hodnota BMI je pod zmíněnou hranicí nadváhy, stejně tak jako hodnoty obou pohlaví, což je jistě potěšující a také předpokládaný údaj, jelikož celá akce směřovala ke sportovně založeným jedincům. Zajímavostí je, že hodnota žen 23,63 je mírně nižší než u mužů 23,99. Toto může být způsobeno nízkým počtem osob ženského pohlaví, které se zúčastnily tohoto měření.

Nás však více zajímá skupina mužů/žen, která tuto hraniční hodnotu překročila, jedná se o 38 mužů a 9 žen. Na těchto 47 osob se zaměříme v druhém měření pomocí bioimpedanční váhy Tanita.



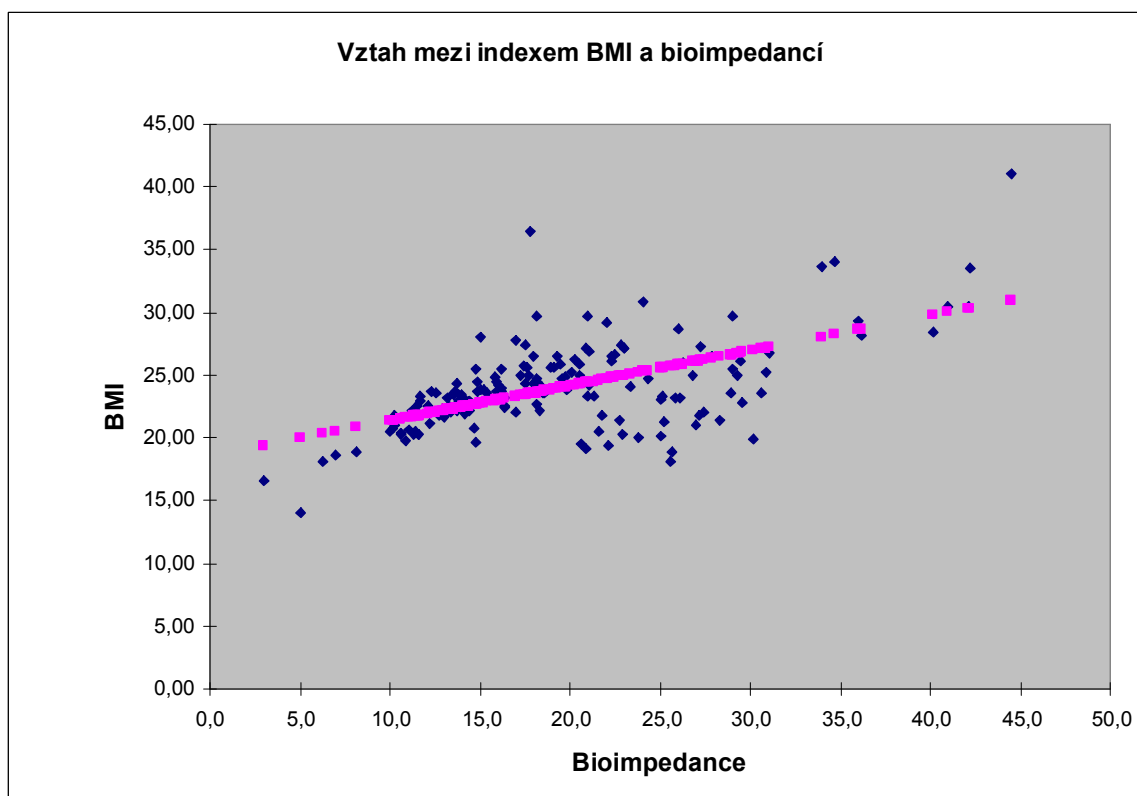
Graf č.7: Průměrné procento tukové tkáně (směr.odchylka 7,57%)

Z tohoto grafu je patrný rozdíl v měření pomocí jiné metody, ale trend zůstává stejný – ani u jednoho z pohlaví se průměrná hodnota nedostala nad hraniční úroveň nadváhy což potvrzuje hypotézu č.3. Tutěž tezi také potvrzují výsledné hodnoty korelačního výpočtu (tabulka č.1 a 2) a graf č.8, který ukazuje významnou závislost mezi naměřenými hodnotami BMI a bioimpedance jež prokazuje hodnota **0,59** a tím jednoznačně potvrzuje hypotézu č.3 stanovenou jako jeden z hlavních cílů této práce.

<i>Regresní statistika</i>	
Násobné R	0,593837079
Hodnota spolehlivosti R	0,352642476
Nastavená hodnota spolehlivosti R	0,348545277
Chyba stř. hodnoty	2,881645822
Pozorování	160

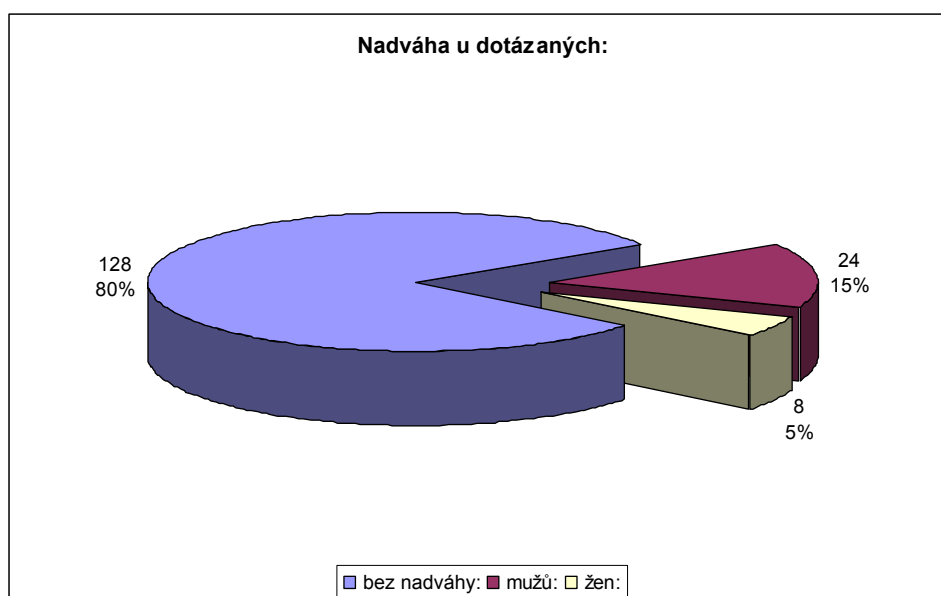
	<i>Rozdíl</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Významnost F</i>
Regrese	1	714,7081134	714,7081	86,06915	1,26999E-16
Rezidua	158	1312,013458	8,303883		
Celkem	159	2026,721571			

Tabulka č.1 a 2: Výsledky výpočtu korelace mezi BMI a procentem tělesného tuku (BIM). Korelační koeficient na hladině významnosti 0,99



Graf č.8: Vztah mezi BMI a výsledky měření bioimpedance

Pro určení nadváhy bylo použito zmíněných dvou metod, mezi jejichž výsledky měření byla prokázána velice významná závislost, která se dá vyjádřit jako **$BMI = 0,279 \times BIM + 16$** . Jako výsledek těchto metod ve smyslu nadváhy budeme uvažovat, že obě naměřené hodnoty musí překračovat hraniční hodnoty dané pro nadváhu. Těchto hodnot dosáhlo celkem 32 osob (24 mužů, 8 žen), tedy celkem 20% návštěvníků, viz. následující graf.



Graf č.9: Nadváha u měřených osob

5.2) Výsledky vztahující se ke stavu chodidla vůči nadváze

Co se týče vztahu mezi nadváhou a příznaky ploché nohy, což je hlavním cílem této diplomové práce, je nezbytné objasnit jak k prezentovaným závěrům bylo dospěno.

Jednotlivé klíčové příznaky ploché nohy – podélně plochá noha, příčně plochá noha a pronace mají své škálování – silně, mírně, ne (viz. dotazník – příloha 1 body 3.1)A,C,G). Těmto položkám odpovídají číselné hodnoty od 0 do 2 ve stejném pořadí, jak bylo uvedeno. Při sečtení číselných hodnot z těchto třech klíčových položek dostaneme k tomu účelu zavedený Index stavu chodidla nabývající hodnot od 0 do 6 (čím vyšší hodnota, tím lepší stav chodidla). Zajímavá z tohoto hlediska jistě bude tabulka č.3 názorně ukazující jednak vztah mezi naměřenými hodnotami BMI, BIM co se nadváhy týče, tak Indexem stavu chodidla.

Hodnoty BMI a BIM ve vzahu k Indexu stavu chodidla		N. dle BIM		
N. dle BMI	Data	ne	ano	Celk. součet
ne	Průměr z Indexu stavu chodidla	4,36	4,23	4,35
	Počet z Indexu stavu chodidla	100	13	113
ano	Průměr z Indexu stavu chodidla	4,00	3,88	3,91
	Počet z Indexu stavu chodidla	15	32	47
Celkem Průměr z Indexu stavu chodidla		4,31	3,98	4,22
Celkem Počet z Indexu stavu chodidla		115	45	160

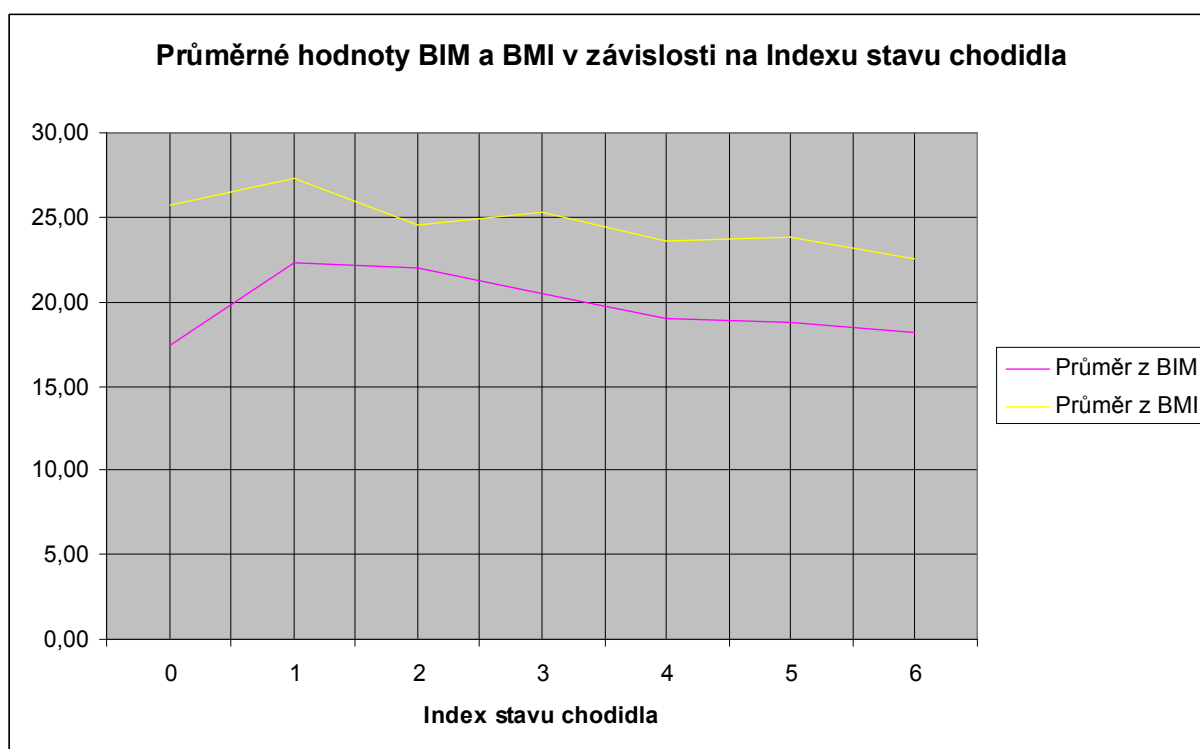
Tabulka č.3: Nadváha dle BMI a BIM ve vztahu k Indexu stavu chodidla

Z této tabulky lze vyčíst, že dle BMI bylo označeno 47 a dle BIM 45 osob majících problémy s nadváhou. Výsledných 32 osob diagnostikovaných oběma ukazateli je označeno červeně. Oproti tomu rovných 100 osob nedosáhlo hraničních hodnot nadváhy ani u jednoho měření, což je jednoznačně potěšující výsledek. Zajímavé jsou též průměrné hodnoty Indexu stavu chodidla, které jsou právě u oněch 32 osob s nadváhou výrazně nižší, což ukazuje na horší stav a funkčnost chodidla.

Další tabulka a následující graf potvrzující tento fakt zobrazují průměrné hodnoty BIM a BMI ve vztahu k Indexu stavu chodidla v celé jeho škále i s počty osob spadajících do jednotlivých kategorií.

<i>Hodnoty BIM a BMI v závislosti na Indexu stavu chodidla</i>								
Index stavu chodidla	0	1	2	3	4	5	6	Celkem
Průměr z BIM	17,40	22,35	22,04	20,51	18,98	18,83	18,10	19,33
Průměr z BMI	25,71	27,30	24,60	25,34	23,55	23,86	22,55	23,99
Počet osob	1	2	9	35	41	46	26	160

Tabulka č.4: Hodnoty BIM a BMI v závislosti na Indexu stavu chodidla



Graf č.10: Závislost průměrných hodnot BIM a BMI na Indexu stavu chodidla

Tento graf ukazuje nepřímou úměrnost mezi Indexem stavu chodidla (čím menší číslo, tím více příznaků plochonoží) a naměřenými hodnotami, které se s zvyšující hodnotou indexu zmenšují. Tyto hodnoty lze uvažovat až od hodnoty Indexu 1 výše, jelikož krajní hodnoty 0 a 1 naplnilo jen velmi malé procento jedinců s velice špatným stavem nohou a nelze tak tyto hodnoty považovat za směrodatné. Ze zbytku průběhu obou křivek je jasně vidět téměř lineární průběh indikující jasný vztah mezi stavem klenby nožní a nadváhou.

Další přehledová tabulka č.5 částečně potvrzující hypotézu č.1 porovnává průměrné hodnoty zavedeného Indexu stavu chodidla u osob přesahující hladinu nadváhy jak u BMI tak měření pomocí bioimpedance, jak bylo uvedeno výše, se zbytkem dotázaných bez problémů s nadváhou.

<i>Porovnání průměrné hodnoty Indexu stavu chodidla u osob s nadváhou a bez</i>		
	Počet	Prům. hodnota Indexu stavu chodidla
Osoby s nadváhou	32	3,88
Osoby bez nadváhy	128	4,36

Tabulka č.5: Srovnání Indexu stavu chodidla u osob s nadváhou (24 mužů, 8 žen) se zbytkem testovaných

Vztah mezi stavem chodidla testovaných a měřeními indukujícími nadváhu (index BMI a měření BIM) se pokusím prokázat i následující úvahou:

Z tohoto důvodu bylo nutné zavést „Index obezity“, který je součtem obou hodnot ze zmíněných měření pro každou osobu. Porovnání tohoto nově stanoveného indexu s Indexem stavu chodidla ukazuje následující tabulka č.6.

<i>Vzájemný vztah Indexu obezity s Indexem stavu chodidla</i>							
	Index obezity	Index stavu chodidla					
		2	3	4	5	6	celkem
muži	Průměr	38,15	43,43	41,33	41,64	37,11	41,43
	Směrodatná odchylka	10,35	6,47	8,94	6,85	7,21	8,11
	Počet osob	6	30	35	35	17	117
ženy	Průměr	63,63	60,35	49,44	46,04	47,34	50,07
	Směrodatná odchylka	8,79	19,38	4,52	13,98	9,49	13,44
	Počet osob	3	5	6	11	9	31
celkem	Průměr	46,65	45,85	42,52	42,69	40,65	43,32
	Směrodatná odchylka	15,76	10,77	8,89	9,09	9,31	10,13
	Počet osob	9	35	41	46	26	148

Tabulka č.6: Vzájemný vztah Indexu obezity s Indexem stavu chodidla

Tabulku jsem sestavil pouze pro třídy s větším stavem osob (od indexu 2 výše). Tabulka jasně prokazuje, že pro skupiny s větším počtem osob (muži a soubor jako celek) je sestupný trend mezi Indexem stavu chodidla a Indexem obezity, neboli čím větší tendence k nadváze (zahrnutý obě metody), tím horší stav nožní klenby. Tato úvaha taktéž potvrzuje hypotézu č.1.

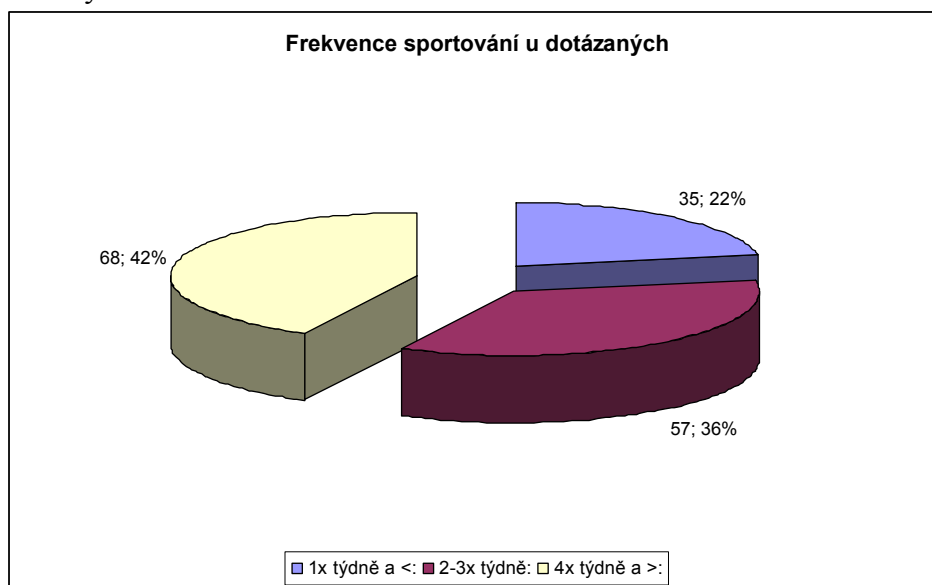
5.3) Výsledky vztahující se k anamnéze dle dotazníku

Další skupinou výsledků charakterizující přesněji návštěvníka PIM jsou vyhodnocená data z oblasti dotazníku (příloha 1), který je nazván anamnéza. Tato data byla dotazována pro vytvoření přesnějšího náhledu na návštěvníka PIM za účelem doporučení adekvátního typu, případně i modelu obuvi, tato data také posloužila firmě adidas k analýze návštěvnosti PIM. Jelikož účast ženského pohlaví byla výrazně nižší, ani zde nebudu uvádět výsledky pro obě pohlaví zvlášť, čímž by data v případě ženského pohlaví ztratila na výpovědní hodnotě. Dalším faktem, který je nutno uvést je skutečnost, že data z této části dotazníku nejsou, ani nemohou být podložena jakýmkoli měřením a spoléhám v tomto na pravdomluvnost dotazovaných, i když samozřejmě musím počítat s určitým zkreslením ze známého lidského důvodu „Vypadat lepší, než ve skutečnosti jsem“.

Na otázku uvedenou v dotazníku odpověděli dotázaní následovně:

2.2) Jak často sportujete?

- 1x týdně a méně : 35 osob
- 2-3x týdně : 57 osob
- 4x týdně a více : 68 osob



Graf č.11: Frekvence sportování návštěvníků PIM

Tento výsledek je určitě jedním z překvapení této práce, který možná potvrzuje poslední slova z předchozí stránky. Je každopádně potěšujícím faktem, pokud tázaní odpovídali dle skutečnosti. Toto se pokusím nepřímo prokázat či vyvrátit následujícími výpočty a výsledky vztahu BMI a měření pomocí bioimpedance na jejich odpovědi na výše položenou otázku.

Následující dvě tabulky č.7 a 8 ukazují průměrné naměřené hodnoty v porovnání s četností sportování dotázaných. Tyto výpočty byly provedeny pouze u mužského pohlaví, jelikož pro statistiku u ženského nebylo získáno dostatečné množství dat.

<i>Vztah BMI na četnosti sportování dotázaných - muži</i>				
<i>Četnost sportování</i>	<i>Počet</i>	<i>Součet</i>	<i>Průměr</i>	<i>Rozptyl</i>
1x týdně a méně	24	626,58	26,11	11,38
2-3x týdně	46	1111,31	24,16	11,08
4x týdně a více	55	1272,79	23,14	5,91

<i>Vztah BIM na četnosti sportování dotázaných - muži</i>				
<i>Četnost sportování</i>	<i>Počet</i>	<i>Součet</i>	<i>Průměr</i>	<i>Rozptyl</i>
1x týdně a méně	24	505,10	21,05	42,52
2-3x týdně	46	799,90	17,39	27,49
4x týdně a více	55	862,80	15,69	23,35

Tabulka č.7 a 8: Vztah průměrných hodnot BMI a procent tělesného tuku na odpovědích na četnost sportování za týden.

Pomocí analýzy rozptylu jsme zkoumali, zda rozdíl v hodnotách BMI i BIM je statisticky významný, což se nám potvrdilo pro hladinu významnosti 99% (naměřená hodnota F kritéria = 8,33 a 8,42 oproti tabulkové hodnotě 3,07). Více ukazují tabulky č.9 a 10.

<i>Analýza rozptylu BMI</i>						
<i>Zdroj variability</i>	<i>SS</i>	<i>Rozdíl</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Hodnota P</i>	<i>F krit</i>
Mezi výběry	147,385474	2	73,69274	8,331122	0,000405974	3,070511
Všechny výběry	1079,14799	122	8,845475			
Celkem	1226,53346	124				

Tabulka č.9: Analýza rozptylu pro BMI

Analýza rozptylu BIM						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	479,940041	2	239,97	8,422556	0,000374614	3,070511
Všechny výběry	3475,94524	122	28,49135			
Celkem	3955,88528	124				

Tabulka č.10: Analýza rozptylu BIM

Dle těchto výsledků je patrné, že hodnoty BMI a procenta tělesného tuku klesají s frekvencí sportování během týdne, což je samozřejmě pochopitelný fakt, neboť s četností zatěžování roste fyzická kondice. Tato skutečnost tedy částečně potvrzuje pravdivost odpovědí tázaných na zmíněnou otázku a tím i hypotézu č.4.

Další výsledky z okruhu otázek anamnéza není nutné nějak podrobně analyzovat ani komentovat, neboť měly víceméně informativní charakter.

2.3) Na jaké úrovni sportujete?

- Rekreačně : 49 osob (31%)
- Kondičně : 80 osob (50%)
- Závodně : 31 osob (19%)

Tyto výsledky odpovídají předpokladům i ostatním zjištěným hodnotám.

2.4) Jaký typ obuvi převážně nosíte?

- Sportovní obuv : 111 osob (69%)
- Společenská obuv : 32 osob (20%)
- Módní obuv : 17 osob (11%)

I tyto výsledky naplnily očekávání, že nejoblíbenějším typem obuvi u této skupiny lidí budou sportovní boty s téměř 70ti procentním zastoupením.

2.5) Jaký máte typ zaměstnání?

- Sedavé : 67 osob (42%)
- Stojavé : 31 osob (19%)
- Kombinace obojího : 62 osob (39%)

2.6) Trpíte bolestmi chodidel?

- Ano : 36 osob (23%)
- Ne : 124 osob (77%)

U této otázky jsem očekával výrazně větší zastoupení u první možnosti.

2.7) Prodělal(a) jste zranění nohou?

- Ano : 40 osob (25%)
- Ne : 120 osob (75%)

Touto otázkou bylo myšleno výraznější zranění nohou, které se neobešlo bez následků. U těchto lidí bylo mnohokrát zranění evidentně vidět na výstupu z footscanu a s tímto ohledem byla volen co neoptimálnější model doporučené obuvi.

2.8) Absolvoval(a) jste vyšetření chodidel?

- Ano : 44 osob (28%)
- Ne : 116 osob (72%)

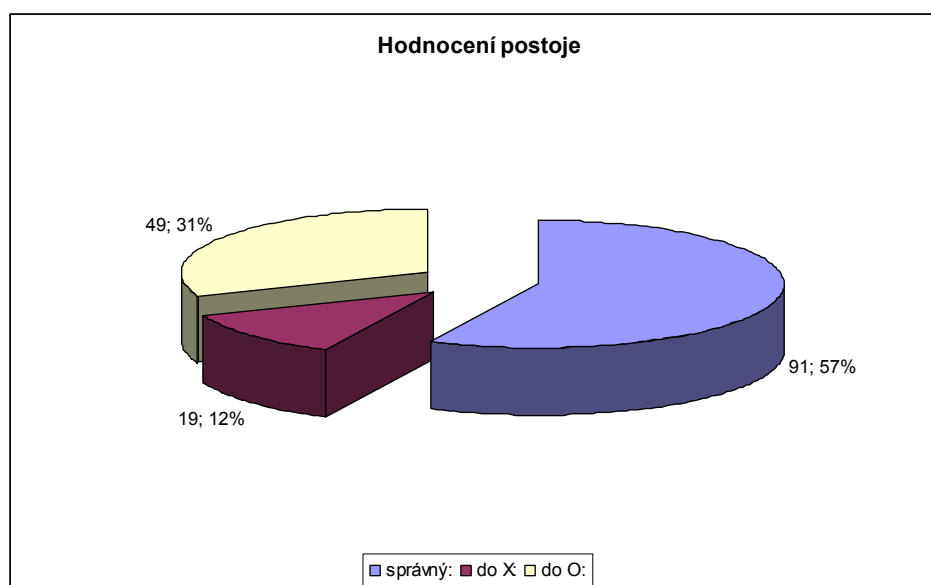
Touto otázkou bylo myšleno obdobné měření systémem footscan, jelikož podobná měření provádí firma adidas pro zákazníky již přes dva roky. Případně vyšetření u ortopeda pomocí plantogramu a jiných metod.

2.9) Nosíte ortopedické vložky do bot?

- Ano : 19 osob (12%)
- Ne : 141 osob (88%)

Tato otázka byla pokládána s ohledem na výběr adekvátní obuvi, neboť ne všechny modely jsou vhodné pro vložení dodatečné ortopedické vložky.

Poslední z této části dotazníku je posouzení zákaznickova postoje, o kterém bylo podrobně referováno v předchozí v jedné z předchozích částí této diplomové práce. Výsledky této procedury ukazuje graf č.12.



Graf č.12: Hodnocení postoje dotázaných

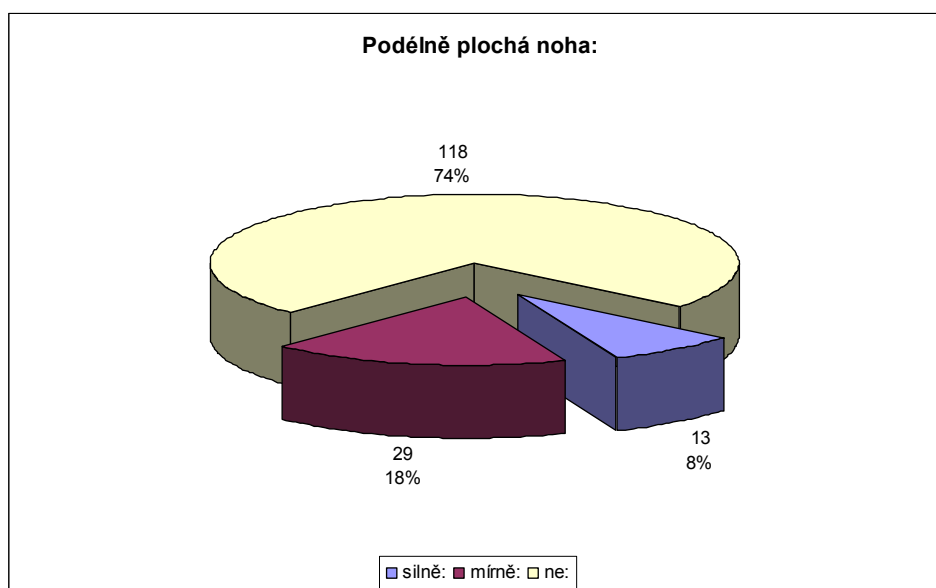
Z uvedeného grafu je patrné, že 57% dotázaných bylo ohodnoceno z hlediska postoje bezproblémově a převaha vargózního postoje (do O, 31%) nad valgózním (do X, 12%) je v souladu s obdobnými průzkumy a měřeními.

5.4) Výsledky analýzy pomocí Footscan system

V této části jsou shrnuty zpracované výsledky měření pomocí tenzometrické desky footscan. Pro snazší orientaci bude opět dodržena posloupnost podle dotazníku. Následující shrnutí není jen výsledkem slepého měření pomocí footscanu, ale bylo přihlíženo k ostatním měřením a zjištěným okolnostem tak, aby tato data byla maximálně objektivní. Jelikož hodnocení probíhalo v přítomnosti testovaného a ne dodatečně pouze s holými daty, bylo si možno udělat lepší obraz o celém profilu analyzované osoby.

3.1.A) Podélně plochá noha

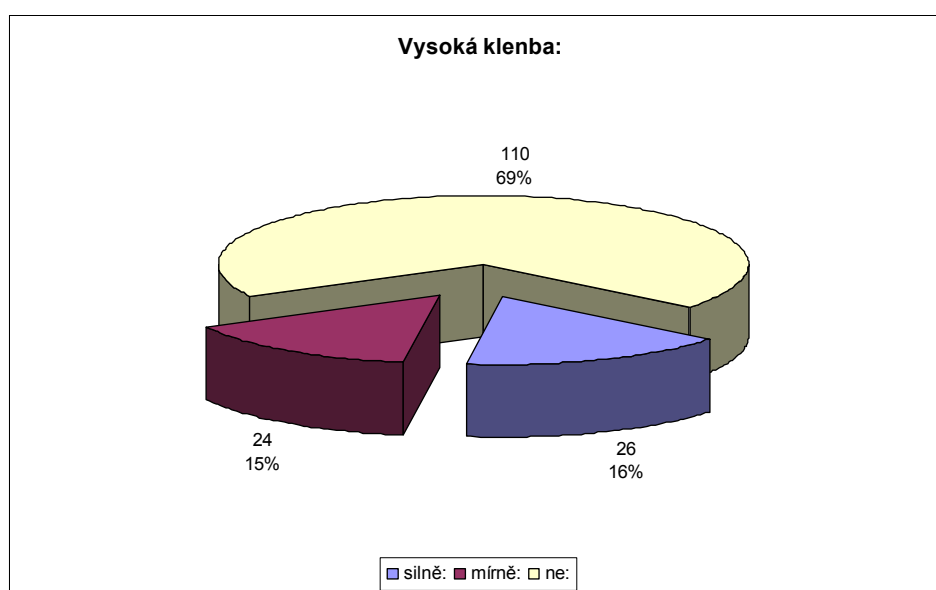
O podrobnostech této diagnózy bylo blíže referováno v kapitole 2.2.1.3) této práce. Podle měření bylo zjištěno, že touto disfunkcí ve větší či menší míře trpí cca čtvrtina všech dotazovaných. O vazbě této vady na nadváhu bylo zmíněno výše v kapitole 5.1). Jedná se o jeden ze tří hlavních faktorů, které byly sledovány v této souvislosti. Doporučovaným typem obuvi při zjištění této funkční vady chodidla byla obuv skupiny Control s pomocným výztužným skeletem na mediální části podešve. Výsledky doporučenosti jednotlivých skupin bot naleznete v kapitole 5.4). Graf č.13 ukazuje procentuální zastoupení této diagnózy.



Graf č.13: Výskyt diagnózy podélně plochá noha u návštěvníků PIM

3.1.B) Vysoká klenba

Tato disfunkce je z praktického hlediska nepříjemná v tom smyslu, že dotyčný mívá značné problémy s padnutím obuvi díky vysokému nártu, který je neustále drážděn tkaničkami a příliš nízkou konstrukcí běžné obuvi. Nehledě na toto praktické hledisko takto postižené chodidlo ztrácí díky přílišné tenzi své tlumící vlastnosti a zákonitě jsou přetěžována kontaktní místa s podložkou, která jsou v tomto případě neúměrně malá, více kapitola 2.2.2). Graf č.14 ukazuje procentuální zastoupení této diagnózy.



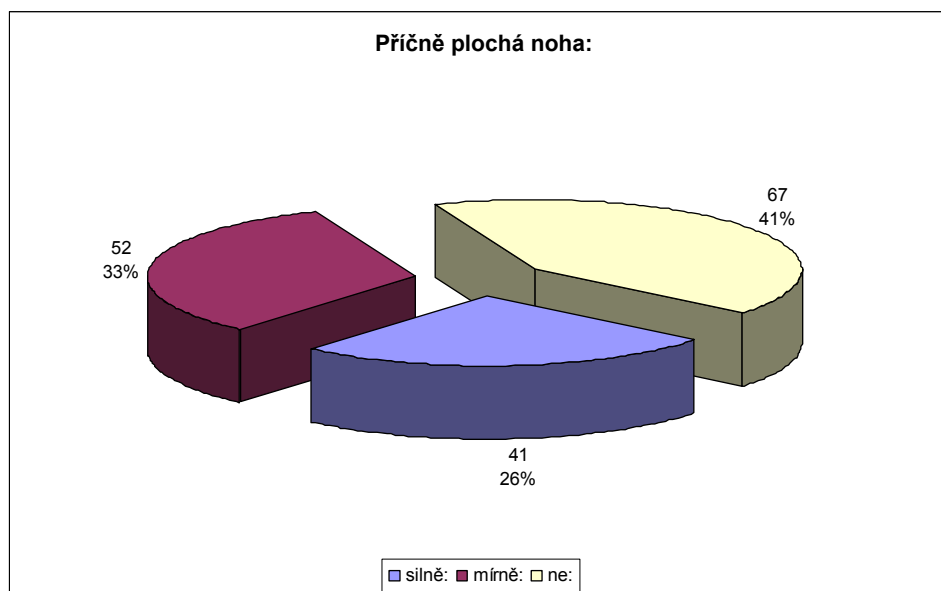
Graf č.14: Výskyt diagnózy vysoká klenba u návštěvníků PIM

3.1.C) Příčně plochá noha

Tato diagnóza se dle předpokladu stala nejčastější u návštěvníků PIM, což koresponduje s průměrným zastoupením této vady u celé populace. Podrobný popis této diagnózy najdete v kapitole 2.2.1.4).

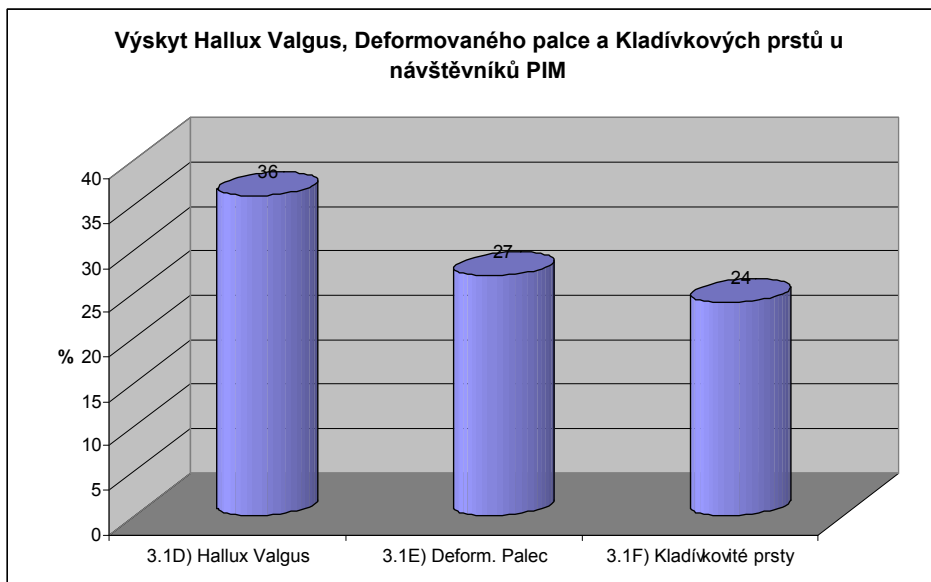
Co se neoptimálnějšího druhu obuvi týče, nejdoporučovanější se v tomto ohledu stala skupina bot Cushion, jelikož svou měkkostí a pohodlností hlavně v přední části dokáže eliminovat otlaky na exponovaných místech provalené příčné klenby. Tato disfunkce byla rovněž zahrnuta do

jednoho ze tří hlavních faktorů při zkoumání závislosti mezi plochonožím a nadváhou. Graf č.15 ukazuje procentuální zastoupení této diagnózy.



Graf č.15: Výskyt diagnózy příčně plochá noha u návštěvníků PIM

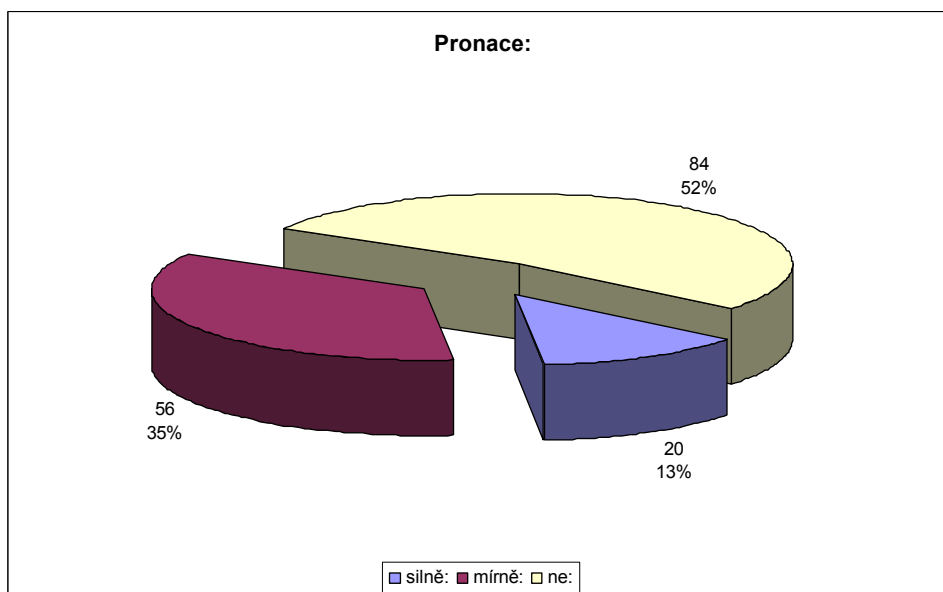
U následujících třech nálezů: Hallux Valgus (více kapitola 2.2.5.1)), Deformovaný palec a Kladívkové prsty (více kapitola 2.2.5.1)) uvádím pouze souhrnné výsledky, jelikož co se četnosti výskytu, tak závažnosti, co se funkce celého chodidla týče, nejedná o tak podstatné vady. Jedná se spíše o průvodní znaky jiných závažnějších disfunkcí, které se např. v případě Hallux Valgus a Deformovaného palce navíc vyskytují velice často současně. Graf č.16 na další straně ukazuje procentuální zastoupení těchto nálezů u návštěvníků PIM.



Graf č.16: Výskyt Hallux Valgus (36 osob, 23%), Deformovaného palce (27 osob, 17 %) a Kladívkových prstů (24 osob, 15%) u návštěvníků PIM

3.1.G) Pronace

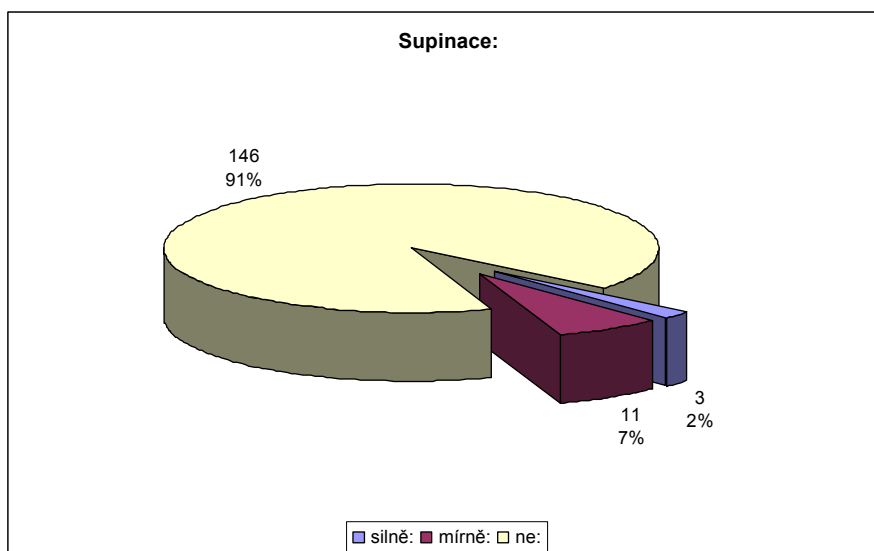
Co se této vady týče, více o ní pojednává kapitola 2.2.4). Pronace byla třetím z faktorů zahrnutých do Indexu stavu chodidla pro určení vlivu nadváhy na stav nohou. Graf č.17 ukazuje procentuální zastoupení této vady u testovaných osob. Z grafu je patrné, že 48% respondentů trpí ve větší či menší míře touto vadou. Tento výsledek bohužel nenaplnil očekávání, vycházející z předchozích měření, že se tato diagnóza projeví u více jak 50% dotázaných.



Graf č.17 : Procentuální zastoupení Pronace u návštěvníků PIM

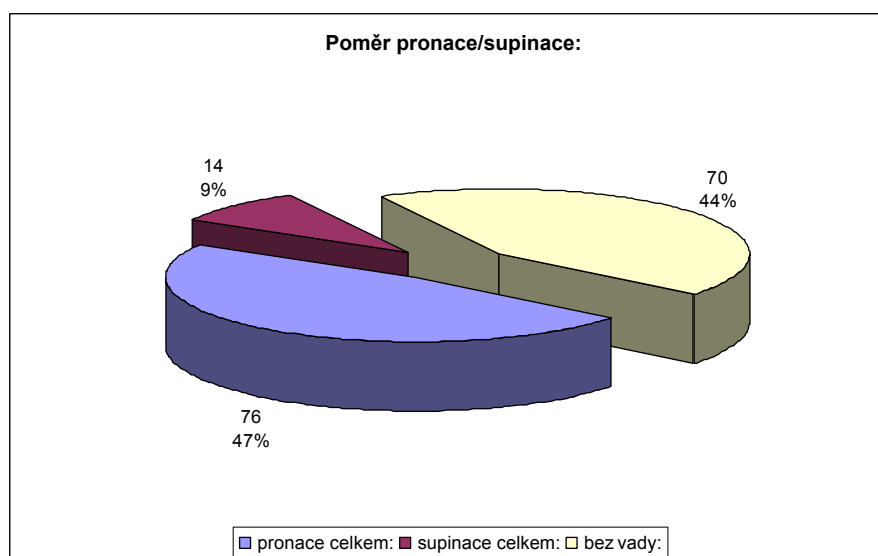
3.1.H) Supinace

Supinace (více kapitola 2.2.3)) na rozdíl od pronace nebyla očekávána v měřítku větším než 10% diagnostikovaných osob. Následující graf č.18 tento předpoklad potvrzuje, neboť osob s tendencí k tomuto vnějšímu náslapu bylo diagnostikováno celkem 14 což odpovídá 9% všech měřených osob.



Graf č.18: Procentuální zastoupení Supinace u návštěvníků PIM

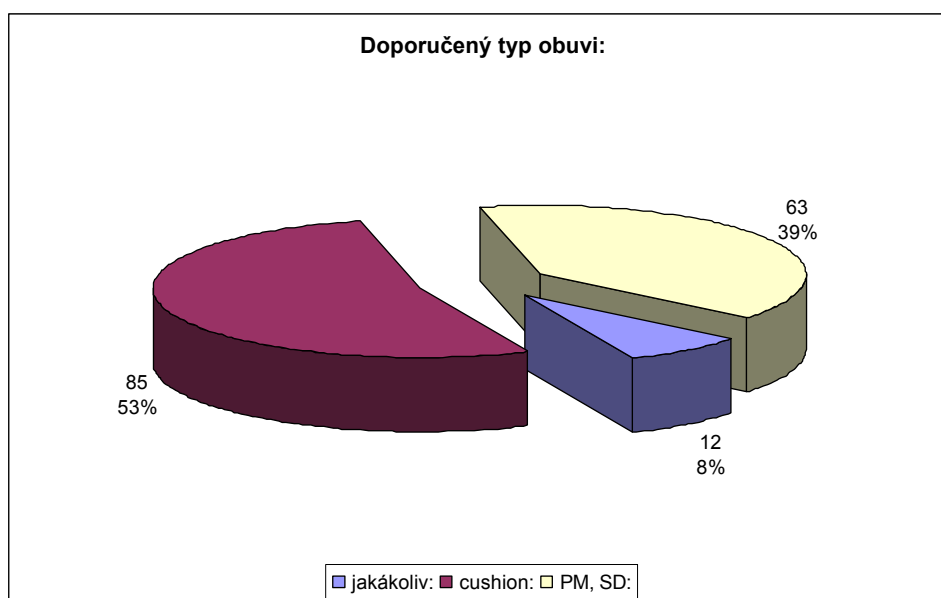
Posledním grafem z této série výsledků je vzájemné porovnání těchto dvou zkoumaných typů vedení kroku.



Graf č.19: Procentuální zastoupení Pronace/Supinace u návštěvníků PIM

5.5) Výsledky nejčastěji doporučované obuvi

V této krátké části se zaměřím na nejčastěji doporučovaný typ obuvi. Co se správného výběru a jednotlivých kategorií obuvi týče bylo popsáno v kapitole 2.4). Je nutné poznamenat, že účel respektive typ obuvi značně determinuje následný výběr (když například zákazník přijde s požadavkem výkonnostní závodní obuvi-Competition, musí se smířit s tím, že v této kategorii není na výběr žádný model s podporou klenby, což je doména skupiny bot Control). Graf č.20 ukazuje zastoupení jednotlivých typů obuvi, tak jak byly doporučovány s ohledem na stav nohy a ne účelu, pro který byla obuv pořizována.



Graf č.20: Doporučované typy obuvi a jejich procentuální zastoupení.

Nejpočetněji byla doporučována obuv skupiny Cushion (v 53% případů), což samozřejmě koresponduje s velice častým problémem s příčnou klenbou nožní. Jak měření prokázalo, 93 testovaných osob (59%) ve větší či menší míře trpělo touto vadou.

S 39% byla druhou nejdoporučovanější skupinou obuvi Control. Tento druh obuvi byl nejčastěji doporučován ve vztahu k disfunkční podélné klenbě

nožní a hlavně pronaci. Pro zajímavost pronace byla zjištěna v 76 případech což dělá celkem 48%.

Z těchto výsledků je patrné, že tyto hodnoty (závislosti disfunkce-typ obuvi) si víceméně odpovídají.

Poslední a nutno říci, že nejšťastnější skupinou návštěvníků PIM byli lidé u nichž byl zjištěn naprosto bezproblémový stav nohou a kdy ani jejich požadavky na obuv nebyly nějak vyhraněné spadající do skupiny jakýkoliv typ obuvi (samozřejmě s výjimkou Control, který by jim spíše uškodil).

6) Diskuse

6.1) Vztah mezi indexem BMI a měřením BIM

I když vztah mezi indexem BMI a měřením BIM se podařilo statisticky prokázat na hladině významnosti 99 % (hodnota korelačního koeficientu pro 160 osob je 0,59), objevila se jistá diskrepance při zařazování testovaných osob mezi do skupiny s nadváhou, (viz. tabulka č. 3). U 13 osob byla zjištěna nadváha podle BIM, ale není prokázána podle indexu BMI, a naopak 15 osob trpí nadváhou dle indexu BMI, ale metoda BIM zde nadměrnou tukovou tkáň ve zvětšené míře neobjevila.

6.2) Vztah mezi stavem chodidla a nadváhou

Tento vztah lze prokázat pouze ilustrativně. Pokud považujeme za obézní ty jedince, u kterých se nadváha projevila v obou testovaných metodách (BMI i BIM), pak v souboru zůstalo jen 32 osob. Problémem se ukázalo vyhodnocení stavu nožní klenby a chodidla (Index stavu chodidla), protože získáváme hodnotu „pouze“ v rozmezí 0 až 6, což je pro další statistické zpracování (např. pomocí mediánu) nedostatečně citlivá škála.

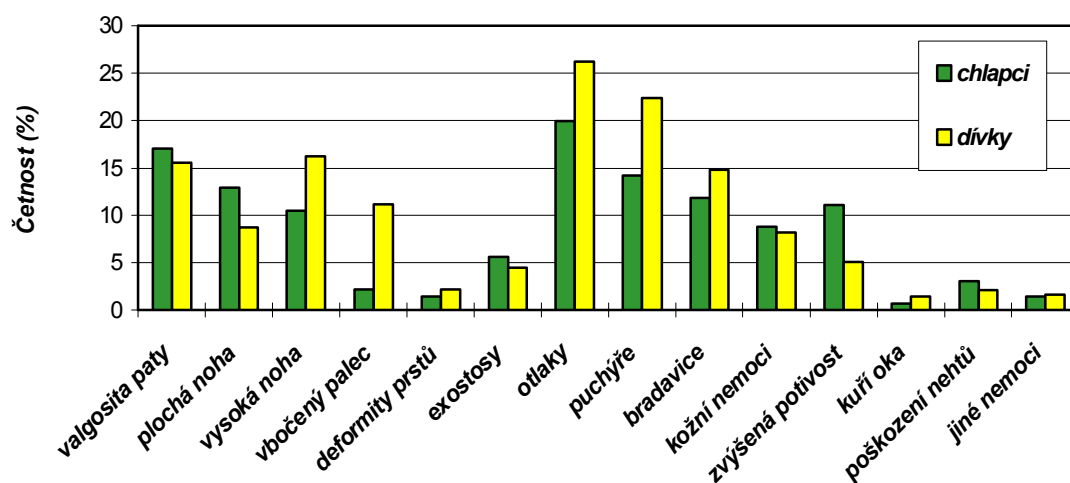
6.3) Vztah mezi četností sportovní aktivity a indexy BMI a BIM

Tento vztah se podařilo prokázat pomocí analýzy rozptylu pro obě použité metody na hladině významnosti 99 %. Tento výsledek považuji za jeden z největších přínosů této práce.

6.4) Diskuse nad měřením pomocí Footscan system

Tyto výsledky, ač velice obsáhlé, jsou v této práci prezentované spíše formou sondy ohledně stavu nouhou návštěvníků PIM co se jednotlivých vad a disfunkcí týče. Musíme mít na paměti, že měření pomocí tenzometrické desky Footscan na PIM bylo původně pořadatelem zamýšleno hlavně z důvodu doporučení optimální obuvi. Přestože výsledky nemohou být porovnávány s obecným vzorkem populace, lze vysledovat velice významnou analogii např. s celostátním průzkumem zdravotního stavu nohou mládeže ve věku 16 až 19 let provedeného v roce 1999 pod vedením RNDr. Pavly Šťastné, Ph.D. – Univerzita Tomáše Bati (www.roithova.cz). Tento výzkum byl provedený u cca desetinásobného počtu jedinců, než průzkum pro tuto diplomovou práci, ale i tak jsou z následující tabulky patrné stejné trendy ve výsledcích obou sond.

**Výskyt nemocí nohou u chlapců a dívek
ve věku od 16 do 19 let (Česká republika n = 1649)**



Tabulka č. 11: Výsledky celostátního průzkumu zdravotního stavu nohou mládeže ve věku 16 až 19 let. (Převzato z www.roithova.cz)

7) Závěr

Hlavní cíl práce – najít vztah stavem klenby nožní a indexem BMI a BIM – se mi podařilo splnit jen v omezené míře, bylo by potřeba pracovat s větší skupinou osob s diagnózou nadváhy, aby tyto výsledky měly větší výpovědní hodnotu.

Všechny 3 dílčí byly potvrzeny beze zbytku – byly prokázány pomocí metod matematické statistiky (regresní analýza a korelační koeficient pro vztah BMI a BIM, analýza rozptylu pro zjišťování statisticky významných rozdílů mezi skupinami sportujících s různou četností).

Co se očekávaného poměru pronace/supinace a nejdoporučovanějšího typu obuvi týče, zde byl až na odhad počtu lidí s pronací (kde ovšem rozdíl oproti očekávaným hodnotám činil pouze 3%) tento poměr správný.

Hypotéza č. 1: Znatelně se prokáže závislost mezi nadváhou a stavem klenby nožní.

- Částečně potvrzena

Hypotéza č. 2: Vzhledem ke sportovně orientované akci, během které bylo měření prováděno, nepřesáhne průměrné procento tuku v těle ani index BMI testovaných osob hraniční hodnoty nadváhy.

- Zcela potvrzena

Hypotéza č. 3: Bude existovat významná korelace mezi oběma metodami indikujícími nadváhu (metodou bioimpedance a BMI).

- Zcela potvrzena

Hypotéza č. 4: Na základě hodnot BMI a výsledků z měření bioimpedance se prokáže nepřímá úměrnost mezi těmito hodnotami a četností sportování, jak bylo zjištěno v dotazníku.

- Za předpokladu pravdivých odpovědí zcela potvrzena

Hypotéza č. 5: Dle obecného trendu a předchozích měření systémem Footscan bude u více než 50% měřených zjištěna pronace, oproti tomu supinace se neprokáže ani u 10% návštěvníků PIM. Nejdoporučovanějším typem obuvi se stane Cushion.

- Částečně potvrzena

8) Použitá literatura

1. BARR, AE., BACKUS, SI. Biomechanics of gait. In NORADIN, M., FRANKEL, VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott : Williams and Wilkins, 2001, s. 438-457.
2. BAUMHAUER, J. Adult flatfoot: posterior tibialis tendon dysfunction- pathologic anatomy. In IMHAUSER, CW., et al. The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clinical Biomechanics*. 2004, vol. 19, s. 161-169.
3. CAVANAGH, PR, et al. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics*. 1997, vol. 30, no. 3, s. 243-250.
4. CAVANAGH, PR. Plantar soft tissue thickness during ground contact in walking. *Journal of Biomechanics*. 1999, vol. 32, s. 623-628.
5. CRAIK, RL., DUTTERER, L.: Spatial and temporal characteristics of foot fall patterns. In CRAIK, RL., OATIS, CA. *Gait Analysis: Theory and application*. St.Louis : Mosby, 1995, s. 143-158. ISBN 0-8016-6964-2.
6. ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha : Grada, 2001. 498 s. ISBN 80-7169-970-5.
7. DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R. A MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha : Grada, 2000. Kapitola 2, Pohybový systém- opěrná a nosná část, s. 37- 181. Kapitola 3, Pohybový systém- hybná část, s. 181-275.
8. EILS, E., et al. Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *Journal of Biomechanics*. 2002, vol. 35, s. 1307-1313.
9. HUNT, AE., et al. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*. 2001, vol. 16, s. 592-600.
10. IMHAUSER, CW., et al. The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clinical Biomechanics*. 2004, vol. 19, s. 161-169.
11. JACOB, HAC. Forces acting in the forefoot during normal gait – an estimate. *Clinical Biomechanics*. 2001, vol. 16, s. 783-792.
12. KLENERMAN, L. *The foot and its disorders*. 3rd ed. Oxford : Blackwell Scientific, 1991. ISBN 0-632-02951-X.
13. MCGINNIS, PM. *Biomechanics of sport and exercise*. Champaign : Human Kinetics, 1999. ISBN 0-87322-955-X.

14. MORAG, E., CAVANAGH, PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*. 1999, vol. 32, s. 359-370.
15. MURRAY, MP., KORY, RC. AND SEPIC, SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*. 1970, vol. 51, no. 11, s. 637-649.
16. NIKOLOPOULOS, C. Normative study using plantar pressure measurements. In on-line abstract preceeding: Footpressure Interest Group meeting 24-25 May 1997 [online]. [cit 2005-01-29]. Dostupné z <http://www.figroup.com>.
17. IMHAUSER, CW., et al. The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clinical Biomechanics*. 2004, vol. 19, s. 161-169.
18. JACOB, HAC. Forces acting in the forefoot during normal gait – an estimate. *Clinical Biomechanics*. 2001, vol. 16, s. 783-792.
19. KAPANDJI, IA. *The Physiology of joints – volume 2 – košer lim, joints*. London : Churchill Livingstone. 1987. ISBN 0-443-03618-7
20. KLENERMAN, L. *The foot and its disorders*. 3rd ed. Oxford : Blackwell Scientific, 1991. ISBN 0-632-02951-X.
21. KOLÁŘ, P. *Diferenciace svalové funkce z hlediska posturální podstaty*. Medicina Spletiva 1. 1996. č.4. Str.4-8
22. KOLÁŘ, P. *Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 1996.č.4. Str.152-155
23. KOLEKTIV AUTORŮ. *Příklady indikace dětské obuv a ortopedické obuvi jako přímá součást protetické pomůcky nebo obuv nahrazující přístroj*. Ergon (www.ergon.cz)
24. KOLEKTIV AUTORŮ. *Příklady indikace speciálních ortopedických vložek a jednoduché ortopedické obuvi*. Ergon (www.ergon.cz)
25. KOUDELA, K. *Ortopedie*. 1.vydání. Praha : Karolinum. 2004. 281s. ISBN 80-246-0654-2
26. KUBÁT, R. *Ortopedické vady u dětí a jak jim předcházet*. Praha : Nakladatelství odborné literatury H&H. 1991. 25s.
27. KUBÁT, R. *Ortopedie a traumatologie pohybového systému*. 1.vydání. Praha : SPN. 1985, 165s
28. KUBÁT, R. *Ortopedie*. Praha : Avicentrum. 1985. 380s. ISBN 08-050-85
29. MCGINNIS, PM. *Biomechanics of sport and exercise*. Champaign : Human Kinetics, 1999. ISBN 0-87322-955-X.

30. MORAG, E., CAVANAGH, PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*. 1999, vol. 32, s. 359-370.
31. MRZENA, V. *Přednášky ortopedie a ortopedická protetika*. 2.LF UK. 2002.
32. MURRAY, MP., KORY, RC. AND SEPIC, SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*. 1970, vol. 51, no. 11, s. 637-649.
33. NIKOLOPOULOS, C. Normative pressure measurements studies. In on-line abstract preceeding: Footpressure Interest Group meeting 24-25 May 1997 [online]. [cit 2005-02-10]. (www.figroup.com).
34. NIKOLOPOULOS, C. Normative study using plantar pressure measurements. In on-line abstract preceeding: Footpressure Interest Group meeting 24-25 May 1997 [online]. [cit 2005-01-29]. (www.figroup.com).
35. NURSE, MA., NIGG, BM. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics*. 2001, vol. 16, s. 719-727.
36. PAVLŮ, D. *Přednášky*. 2000.
37. PURGARIČ, S. *Podologické praktikum*. Eslov : Euroortopedi AB, 1994.
38. RICHARDSON, JAN K., IGLARSH, Z. ANNETE. *Clinical orthopedic physical therapy*. Philadelphia : W.B. Saunders. 1994. 712s. ISBN 0-7216-3257-2
39. ROZENDAL, RH. Biomechanics of standing and walking. In BLES, W., BRANDT, T (ed.). *Disorders of posture and gait*. Amsterdam : Elsevier, 1986, s. 5-18.
40. SAMMARCO, GJ., HOCKENBURY, RT. Biomechanics of the Foot and Ankle. In NORADIN, M., FRANKEL, VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott : Williams and Wilkins, 2001, s. 223-254.
41. SOAMES, RW., RICHARDSON, RPS. Stride length and cadences: their influence on ground reaction forces during gait. In ZHU, H., et al. Walking cadence effect on plantar pressures. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995, vol. 76, s. 1000-1005.
42. SOBOTKA, P. *Patologická fyziologie : praktikum*. Praha : Karolinum. 1998. 109s. ISBN 80-7184-718-6
43. TOŠOVSKÝ, V. STRYHAL, F. *The konservative treatment of the fractures and dislocations of the extermities in children*. Praha : UK. 1986. 145s.
44. *User Manual Footscan Plate System- Multi Step software- Volume II*. Olen : Rsscan International, 2002. 65 s.
45. *User Manual Tanita TBF-551 Body Fat Monitor/Scale*. Tanita Corporation of Japan
46. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, č. 3, s. 94-102.

47. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada Publishing, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.
48. VOJTĚCH, H. KUNEŠOVÁ, M. *Obezita*. Praha : Galén. 1997. ISBN 80-8582-42
49. ŽEMLOVÁ, M. *Přednášky speciální fyzioterapie a kinezioterapie*. 2.LF UK.2000

Jiné zdroje:

1. prezentace adidas – konstrukce obuvi, technologie obuvi (přeloženo z adidas Footbook, Deutschland, Herzogenaurach)
2. www.ergon.cz
3. www.leatherindustry.cz
4. www.nutricare.cz
5. www.roithova.cz
6. www.rsscan.com
7. www.stob.cz
8. www.tanita.com